

Titre: Conception d'un capteur optique distribué pour la détection de
forme des instruments médicaux en chirurgie minimalement
invasive

Auteur: Jacynthe Francoeur
Author:

Date: 2023

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Francoeur, J. (2023). Conception d'un capteur optique distribué pour la détection
de forme des instruments médicaux en chirurgie minimalement invasive
Citation: [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/57079/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/57079/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Samuel Kadoury, & Raman Kashyap
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

**Conception d'un capteur optique distribué pour la détection de forme des
instruments médicaux en chirurgie minimalement invasive**

JACYNTHE FRANCOEUR

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
Génie biomédical

Décembre 2023

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

**Conception d'un capteur optique distribué pour la détection de forme des
instruments médicaux en chirurgie minimalement invasive**

présenté par **Jacynthe FRANCOEUR**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Abolfazl MOHEBBI, président

Samuel KADOURY, membre et directeur de recherche

Raman KASHYAP, membre et codirecteur de recherche

Sébastien LORANGER, membre

DÉDICACE

À mon père, mon plus fervent partisan.

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de recherche, Samuel Kadoury, et mon codirecteur de recherche, Raman Kashyap, pour leur orientation, leur expertise et le support financier qu'ils m'ont fourni tout au long de ce projet.

Je suis également reconnaissante envers mes anciens et actuels collègues de laboratoire : Jean-Sébastien Boisvert, Frédéric Monet, Yannick Cuerno, Anthony Roberge et Pierre Lorre. Votre aide, vos conseils et votre temps ont grandement contribué à l'avancement de mon travail et ont rendu cette expérience plus enrichissante et formatrice.

Un remerciement spécial est également adressé à ma famille, mes proches et mes amis qui ont toujours été là pour me soutenir durant cette étape.

Je remercie également le CRSNG et la Fondation de Polytechnique pour le support financier qu'ils ont apporté, rendant possible la conduite de cette recherche.

Je tiens aussi à remercier mon superviseur de stage à Johns Hopkins University, Iulian Iordachita, ainsi que toute son équipe de laboratoire, de m'avoir accueillie et pour avoir grandement enrichi mon parcours de recherche.

Enfin, un remerciement très spécial à mon père, Bruno Francoeur, ma source initiale d'inspiration de poursuivre une carrière de recherche en génie. Ses conseils et son soutien infailible m'ont guidée dans la réalisation de toutes mes entreprises.

Merci.

RÉSUMÉ

Ce mémoire de maîtrise essaie de répondre aux défis techniques actuellement rencontrés lors des chirurgies minimalement invasives (CMI) pour le diagnostic et le traitement des maladies artérielles occlusives (MAO) et du cancer de la prostate. Les MAO, caractérisées par une obstruction des artères, peuvent avoir des conséquences mortelles, avec près d'un cinquième des patients présentant des obstructions totales. Par ailleurs, le cancer de la prostate, courant chez les hommes, est plus facile à traiter s'il est diagnostiqué tôt. Les CMI sont avantageuses car elles minimisent les traumatismes et accélèrent la guérison. En particulier, l'angioplastie transluminale percutanée (ATP) est une procédure couramment utilisée pour traiter les MAO, mais son efficacité est dépendante de la longueur des occlusions. Quant au cancer de la prostate, des procédures comme la biopsie ciblée et les thérapies focales sont employées. Cependant, le positionnement précis des instruments pendant ces interventions demeure un défi de taille.

Comme solution, ce mémoire propose d'utiliser les capteurs à fibres optiques (CFO). En effet, les CFO offrent des avantages tels que l'immunité électromagnétique et la possibilité de détection multimodale. Plus précisément, la technique de réflectométrie optique en domaine fréquentiel (OFDR), qui permet des mesures en temps réel et à haute résolution de la déformation, sera à l'étude puisqu'elle est prometteuse pour l'amélioration de la précision et de l'efficacité des CMI. L'objectif principal de ce projet de maîtrise est donc de concevoir et de valider un nouveau CFO utilisant l'OFDR pour une détection distribuée de la forme des outils médicaux pendant les CMI.

Pour atteindre cet objectif, ce mémoire aborde d'abord l'inscription au laser femtoseconde de longs réseaux distribués dans trois fibres optiques pour amplifier leur rapport signal-bruit (SNR), suivie de leur assemblage en un triplet au moyen d'un processus d'extrusion dans un polymère. Ensuite, le capteur a été introduit dans des instruments médicaux utilisés pendant les CMI, soit un cathéter et une aiguille chirurgicale, qui ont été les sujets de deux articles distincts. Les dispositifs ont par la suite été calibrés selon une méthodologie robuste, reproductible et adaptée aux instruments médicaux de différentes longueurs. Enfin, les performances de détection de forme ont été évaluées de manière rigoureuse à travers divers scénarios, en essayant différentes formes et différents milieux, allant des bancs d'essai aux tissus artificiels, et un échantillon animal *ex vivo*.

Chaque phase de ce projet de maîtrise a produit des résultats. En résumé, la rétrodiffusion des fibres optiques a été amplifiée d'environ 40 dB grâce au processus d'inscription des

réseaux, et un capteur robuste et flexible a été fabriqué grâce à la méthode d’extrusion. Des simulations de reconstruction de forme ont mis en évidence les paramètres expérimentaux optimaux. Une fois le capteur optique inséré dans le cathéter, des erreurs moyennes de 0.8 mm et 1.5 mm pour des courbes simples en 2D et 3D, respectivement, et de 2.6 mm pour une courbe complexe en 2D ont été obtenues en utilisant des formes imprimées sur du papier millimétrique. Des expériences de suivi de forme à l’intérieur d’un fantôme pulmonaire ont également été accomplies à des taux de rafraîchissement d’au moins 7 Hz. Quant au capteur intégré dans une aiguille chirurgicale, l’erreur quadratique moyenne (RMSE) s’est située entre 0.58 ± 0.21 mm et 0.66 ± 0.20 mm, dépendamment de la résolution spatiale. Ces erreurs représentent environ 1% de la longueur totale de reconstruction et s’approchent des précisions nécessaires en milieu clinique, qui sont de l’ordre submillimétrique.

Ce progrès vers l’atteinte de la précision requise en milieu clinique réel est prometteuse pour répondre aux défis actuels en matière de guidage pendant les CMI. La poursuite des travaux de recherche dans la même direction pourrait renforcer l’efficacité et la sécurité des CMI, notamment pour le diagnostic et le traitement des MAO et du cancer de la prostate. L’efficacité du capteur mis au point pour le suivi de forme des instruments médicaux a été simulée et montrée expérimentalement dans divers contextes. Son utilisation avec des techniques d’imagerie pourrait optimiser la sécurité des CMI, permettre un meilleur suivi des outils médicaux et réduire l’exposition des patients aux radiations. Les travaux de recherche ont également ouvert la possibilité d’intégrer des fonctions de détection supplémentaires, telles que la mesure de la force, du débit et de la pression.

ABSTRACT

This master's thesis attempts to address the technical challenges currently encountered during minimally invasive surgical procedures for the diagnosis and treatment of occlusive arterial diseases and prostate cancer. Occlusive arterial diseases, characterized by clogged arteries, are potentially life-threatening, with nearly 20% of patients having total occlusions. As for prostate cancer, which is common in men, chances of successful treatment are higher when it is diagnosed early. Minimally invasive procedures are advantageous since they minimize trauma and accelerate recovery time. Percutaneous transluminal angioplasty is a frequent procedure that treats occlusions, although its effectiveness depends on the length of occlusions. As for prostate cancer, procedures such as targeted biopsy and focal therapies are often employed. However, precise positioning of instruments during these procedures remains a major challenge.

To meet these challenges, this thesis investigates the use of fiber-optic sensors. Indeed, fiber-optic sensors offer advantages such as electromagnetic immunity and the possibility for multimodal detection. More specifically, optical frequency domain reflectometry (OFDR), a technique that enables real-time and high-resolution strain measurement, is used as it holds promise for improving the accuracy and efficiency of minimally invasive procedures. Therefore, the main objective of this master's project is to design and validate a new fiber optic-based sensor using OFDR for distributed shape detection of medical tools during minimally invasive procedures.

To achieve this objective, the present work first discusses the femtosecond laser inscription of continuous random gratings into three optical fibres to increase their SNR, followed by their assembly into a triplet using a polymer extrusion process. Next, the built sensor was integrated into minimally invasive medical instruments, namely a catheter and a flexible surgical needle, that were the subjects of two separate papers. The resulting devices were calibrated by following a robust and reproducible methodology, suitable for medical instruments of different lengths. Finally, the shape sensing performance was rigorously evaluated across a range of scenarios, involving different shapes and media, from test benches to artificial tissues, and an ex vivo animal sample.

Each phase of this master's project has produced results. In a nutshell, backscatter signals were amplified by approximately 40 dB using the grating inscription technique, and a robust and flexible sensor was fabricated with the extrusion method. Shape reconstruction simulations revealed the optimal parameters for shape sensing. Once the sensor was inserted

in the catheter, mean errors of 0.8 mm and 1.5 mm for simple 2D and 3D curves, respectively, and of 2.6 mm for a complex 2D curve were obtained using millimetric paper templates. Shape tracking experiments inside a lung model were also carried out at high refresh rates of at least 7 Hz. For experiments with the sensor integrated into a surgical needle, the shape sensing RMSE ranged from 0.58 ± 0.21 mm to 0.66 ± 0.20 mm, depending on spatial resolution. These errors represent around 1% of the experimental sensing lengths and are close to the submillimetre accuracy required in clinical settings.

This step towards achieving the level of accuracy required in real clinical settings holds promise for meeting current guidance challenges during minimally invasive procedures. Further research in the same direction could enhance the efficiency and safety of these procedures, particularly in the diagnosis and treatment of occlusive arterial diseases and prostate cancer. The developed sensor's performance in shape sensing of medical instruments has been simulated and demonstrated experimentally in various contexts. Its fusion with imaging techniques could further optimize safety, enable improved tracking of medical tools and reduce patient exposure to radiation. The work accomplished also opened avenues for the integration of additional sensing functions, such as force, flow and pressure sensing.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iii
REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	vii
TABLE DES MATIÈRES	ix
LISTE DES TABLEAUX	xii
LISTE DES FIGURES	xiii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xviii
LISTE DES ANNEXES	xix
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Contexte	1
1.2 Problématique	1
1.3 Objectifs de recherche	3
CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
2.1 Techniques de guidage par imagerie	4
2.1.1 Gestion des maladies artérielles occlusives	4
2.1.2 Gestion du cancer de la prostate	7
2.2 Capteurs à fibres optiques	8
2.2.1 Principes fondamentaux	9
2.2.2 Composantes et caractéristiques	10
2.3 Réseaux de Bragg	15
2.3.1 Principes fondamentaux	15
2.3.2 Techniques de fabrication	16
2.3.3 Avantages et limitations	20
2.4 Capteurs optiques à rétrodiffusion	21
2.4.1 Diffusion Raman	22

2.4.2	Diffusion Brillouin	23
2.4.3	Diffusion Rayleigh	24
2.5	Reconstruction de forme	27
2.5.1	Approche mathématique	27
2.5.2	Instruments médicaux flexibles	29
2.5.3	Aiguilles chirurgicales	38
CHAPITRE 3	DÉMARCHE DU TRAVAIL DE RECHERCHE	45
3.1	Question de recherche et hypothèses	45
3.2	Présentation des articles	45
3.3	Sous-objectif 1 : Fabrication du capteur	46
3.4	Sous-objectif 2 : Calibration du capteur	47
3.5	Sous-objectif 3 : Reconstruction de forme	49
3.5.1	Acquisition des données	49
3.5.2	Simulations	50
3.5.3	Expériences en laboratoire	50
CHAPITRE 4	ARTICLE 1 : OPTICAL FREQUENCY DOMAIN REFLECTOMETRY SHAPE SENSING USING AN EXTRUDED OPTICAL FIBER TRIPLET FOR INTRA-ARTERIAL GUIDANCE	52
4.1	Abstract	52
4.2	Introduction	52
4.3	Methods	55
4.3.1	Shape sensing principle	55
4.3.2	Sensor fabrication	58
4.3.3	Calibration	60
4.3.4	Simulations	61
4.3.5	Shape reconstruction	62
4.4	Results and discussion	63
4.4.1	Sensor fabrication	63
4.4.2	Simulations	64
4.4.3	Shape reconstruction	64
4.5	Conclusion	70
CHAPITRE 5	ARTICLE 2 : FULLY DISTRIBUTED SHAPE SENSING OF A FLEXIBLE SURGICAL NEEDLE USING OPTICAL FREQUENCY DOMAIN REFLECTOMETRY FOR PROSTATE INTERVENTIONS	73

5.1	Abstract	73
5.2	Introduction	74
5.3	Methods	76
5.3.1	Shape Sensing Theory	76
5.3.2	Sensorized Needle Fabrication	77
5.3.3	Sensor Calibration and Validation	79
5.3.4	Experimental Methodology on Synthetic and Real Tissues	81
5.4	Results and Discussion	82
5.4.1	Sensor Calibration and Tip Deflection	82
5.4.2	Synthetic and Real Tissue Experiments	83
5.4.3	Comparison with Discrete Sensorized Needles	84
5.4.4	Source of Errors on Shape Sensing Accuracy	84
5.5	Conclusion	85
CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE	86
6.1	Comparaison avec les travaux de la littérature	86
6.1.1	Méthodologie	86
6.1.2	Résultats	88
6.2	Améliorations possibles	88
6.2.1	Conception du capteur	88
6.2.2	Acquisition de données	90
6.2.3	Mesure de la torsion	90
6.2.4	Améliorations logicielles	91
6.3	Valeur de la méthode pour les chirurgies minimalement invasives	91
CHAPITRE 7	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	93
7.1	Synthèse des travaux	93
7.2	Contraintes rencontrées	94
7.3	Atteinte des objectifs et perspectives	95
RÉFÉRENCES		97
ANNEXES		113

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Études récentes sur les capteurs pour les instruments médicaux flexibles	37
Tableau 2.3	Études récentes sur les capteurs pour les aiguilles chirurgicales	44
Table 4.1	Asynchronous reconstructions position errors	68
Table A.1	Strain amplitude measured with the Summit in the three fibers from the sensor, induced by locally heating three different random longitudinal positions along the gratings of the sensor with a soldering iron. The maximal strain difference between the fibers is mostly caused by stochastic noise ($\sim 20 \mu\text{strain}$ peak-to-peak with the Summit). The impact of the remaining difference that is not caused by stochastic noise, but by probable small differences in temperature between the fibers, is of the same order as that of noise in the signal, whose impact on shape sensing accuracy was simulated in Fig. 4.7 of the manuscript.	113

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Image de coronarographie montrant l'artère coronaire principale gauche et ses branches (© Bleiglass at the English Wikipedia, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).	4
Figure 2.2	(a) Image de angiographie par tomodensitométrie (CTA) en 2D (gauche) et 3D (droite) d'un anévrisme de l'artère communicante postérieure (© Shazia Mirza and Sankalp Gokhale, CC BY 4.0, via Wikimedia Commons). (b) Image d'angiographie par résonance magnétique (ARM) rénale (© 2011 [1], titulaire de licence BioMed Central Ltd., licence CC BY).	6
Figure 2.3	Images échographie intravasculaire (IVUS) d'une plaque d'athérome (A) molle, (B) fibreuse et (C) mixte (© 2023 [2], licence CC BY 4.0).	7
Figure 2.4	Vues de la prostate TRUS (gauche) vs IRM (droite) pendant une biopsie (© 2022 SPIE [3], reproduit avec permission).	8
Figure 2.5	(a) Schéma d'une fibre optique (© Offaperry, CC BY-SA 4.0, via Wikimedia Commons). (b) Atténuation causée par la courbure dans une fibre (© Alexwind, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).	10
Figure 2.6	(a) Schéma d'un capteur intrinsèque et d'un capteur extrinsèque (© 2022 Elsevier [4], reproduit avec permission). (b) Voies de propagation d'une fibre monomode et d'une fibre multimode (© Mam85, Public domain, via Wikimedia Commons).	11
Figure 2.7	(a) Schéma d'une fibres à cristal photonique (PCF) (© Razumovskii Aleksei Sergeevich Nanii Oleg Evgen-evich, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons). (b) Coupe transversale d'une fibres à maintien de polarisation (PMF) (© Quantumavik, CC BY 4.0, via Wikimedia Commons). (c) Coupe transversale d'une fibres multicoeurs (MCF) à 7 coeurs (© 2013 Elsevier [5], reproduit avec permission).	13
Figure 2.8	(a) Schéma du principe de fonctionnement d'un fibres à réseaux de Bragg (FBG) (© MatthiasDD, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons). (b) Effet de l'espacement entre les modulations sur la longueur d'onde de Bragg (© 2022 [6], licence CC BY 4.0).	17
Figure 2.9	Inscription ultraviolet (UV) (a) par masque de phase (© 2011 Queensland University of Technology [7]) et (b) à deux faisceaux (© 2013 [8], licence CC BY 3.0).	18

Figure 2.10	(a) Inscription point par point au laser femtoseconde (© 2020 SPIE [9], reproduit avec permission). (b) Schéma de multiplexage avec des FBG (© 2018 [10], licence CC BY 4.0).	20
Figure 2.11	Schéma des diffusions Rayleigh et Raman (© Annabel, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).	22
Figure 2.12	(a) Comparaison des signaux OFDR dans une fibre SMF-28 : FBG uniforme, aléatoire et exposition UV (© 2015 [11], licence CC BY 4.0). (b) Microscopie électronique à balayage d'une fibre dopée de nanoparticules (© 2019 Optica Publishing Group [12]).	27
Figure 2.13	(Haut) Montage d'inscription UV du réseau continu. (Bas à gauche) Coupe transversale de la fibre MCF à 7 coeurs. (Bas à droite) Schéma de la fibre avec un revêtement transparent aux UV et des réseaux continus (© 2017 Optical Society of America [13]).	30
Figure 2.14	(a) (Gauche) Fantôme de vasculature et (droite) image de tomodesitométrie montrant la reconstruction en bleu et la référence en blanc (© 2019 [14], licence CC BY). (b) Schéma du cathéter contenant trois capteurs électromagnétique (EM) et la fibre MCF (© 2020 SPIE [15], reproduit avec permission).	32
Figure 2.15	(a) Les quatre segments du cathéter et leurs canaux (© 2019 IEEE [16]). (b) Schéma du capteur intégré dans le cathéter (© 2020 IEEE [17]).	34
Figure 2.16	(Haut à gauche) Capteur discret avec trois zones de détection. (Bas à gauche) Capteur distribué ROGUE. (Haut à droite) Segment du manipulateur. (Bas à droite) Coupe transversale du manipulateur avec les capteurs (© 2020 IEEE [18]).	36
Figure 2.17	(Gauche) Schéma du montage pour assembler le triplet. (Droite) Montage expérimental de déflexion de l'aiguille (© 2017 Optical Society of America [19]).	39
Figure 2.18	(Gauche) Vue du dessus et (droite) schéma des fibres sur l'aiguille (© 2021 [20], licence CC BY 4.0).	40
Figure 2.19	(a) Schéma de la structure à trois couches de l'aiguille (© 2023 Elsevier [21], reproduit avec permission). (b) Aiguille avec FBG intégrés : (Haut) Aiguille et stylet et (bas) schéma du capteur dans l'aiguille (© 2023 Elsevier [22], reproduit avec permission).	41
Figure 2.20	Configuration des deux capteurs dans les aiguilles : (a) Emplacements des FBG des deux capteurs et (b-c) coupes transversales des deux capteurs (© 2023 [23], licence CC BY-NC-ND 4.0).	43

Figure 3.1	Exemple des trois courbes sinusoïdales obtenues en un point du capteur en suivant les étapes de calibration. La courbure κ est connue, et les positions des fibres (r_a , r_b et r_c) et leurs orientations (γ_a , γ_b et γ_c) sont retrouvées à partir des courbes (© 2014 IEEE [24]).	48
Figure 4.1	OFDR data processing steps illustration. A) Frequency response of the fiber under test. B) A Fourier transform is performed to obtain the signal in the spatial domain. C) An inverse Fourier transform is performed across a section Δx of the signal centered at the sensing point x_i to obtain the frequency response of this specific region. D) The local sample (strained fiber) frequency response is cross correlated with the corresponding reference (unstrained fiber) signal. E) The result is a peak centered at spectral shift value for x_i . F) This peak is correlated to the strain applied to the fiber.	57
Figure 4.2	Experimental setup and geometrical model for shape determination, adapted from [25]. ϕ_1 is the transverse angular position of fiber 1, ϕ_{12} is the angle separating fiber 1 and fiber 2 and ϕ_{23} is the angle separating fiber 2 and fiber 3. α and r are the curvature orientation and radius, respectively, and a is the distance between the triplet center and each fiber core. (x'_i, y'_i, z'_i) defines the coordinate system of the segment of the sensor, whereas (x, y, z) defines the tracking frame.	59
Figure 4.3	Triplet schematic.	59
Figure 4.4	A) Calibration validation. This plot shows that the calibration procedure accurately recovered the 1.5 cm period constant twist of a fiber bundle from TSSC©. B) Calibration results around a 21 cm diameter cylinder.	61
Figure 4.5	Shape sensing experimental parameters. A) Triplet length and spatial resolution. B) Example of typical noise in strain signal of a section in one fiber, measured with the OVA.	62

Figure 4.6	Backscattering signal of the three fibers in the A) time domain and B) frequency domain. The third time domain plot from the top exhibits a drop in signal amplitude around 1 m that comes from the two steps of grating inscription (1 m translation stage). The reflected wavelengths peaks of the three fibers are centered at 1542 nm, 1540 nm and 1541 nm (top to bottom) and large of 5 nm, 3 nm and 3 nm (top to bottom). C) Triplet cross-section microscopic image, showing angles of 120° separating fibers (equilateral arrangement) and a core-center distance of 89.5 μm	65
Figure 4.7	Simulation results. Effect on average reconstruction accuracy of A) triplet sensing length, B) spatial resolution, C) noise amplitude and D) and E) shape complexity. F) Impact of spatial resolution and sensing length on data processing speed. A minimal refresh rate of 7 Hz is reached with a 1.5 m sensing length and 1.6 mm spatial resolution. Std: Standard deviation.	66
Figure 4.8	Asynchronous reconstruction results of A) a 2D half-sine curve, B) a 2D sine curve, C) a 2D exponential curve and C) a 3D half-sine curve. 12 measurements per shape were performed in A), C) and D), whereas 8 were performed in B).	67
Figure 4.9	Rendering of real-time shape reconstruction inside a lung model over a 22.4 cm catheter segment. A) Experimental result and B) real-life shape.	69
Figure 5.1	(a) The experimental setup and geometric model for shape reconstruction, inspired by [26]. It uses variables like ϕ_1 (transverse angular position of fiber 1), ϕ_{12} (angle between fibers 1 and 2), ϕ_{23} (angle between fibers 2 and 3), α (curvature orientation), r (curvature radius), r_1 , r_2 , and r_3 (distances between the triplet center and each fiber core). The local frame of the sensor segment is defined by the coordinate system (x_i', y_i', z_i') , while (x, y, z) refers to the tracking frame. (b) Picture of the assembled needle. (c) Experimental setup for needle insertion in phantom tissue under stereo visualization. (d) Experimental setup for needle insertion in real tissue under CBCT visualization. (e) CBCT layer from a real tissue insertion trial.	78
Figure 5.2	(a) Ratios of the estimated curvatures to the real curvatures. (b) Calibration parameters results. Fittings of the ratios' coefficients as functions of curvature ranging from (c) 0.25 to 1.6 m^{-1} and (d) 1.6 to 4 m^{-1} . Results at a spatial resolution of 10 mm are shown.	80

Figure 5.3	(a) Shape reconstruction results for both calibration and validation datasets. (b) Experimental results in artificial and real tissues.	82
Figure A.1	Fiber strain sensitivity induced by varying curvature radius for different core offset. Full lines are theoretical curves plotted using Equation 4.2 from the manuscript, assuming the strain offset ε_0 caused by temperature variations and axial strain is null. The dots are experimental strain data from five different curvature radii and measured in one fiber of the sensor implemented in this work with the OBR 4600.	113
Figure A.2	Strain amplitude measured in the three fibers of the sensor with the OBR 4600 when applying an axial strain (0.17% elongation) over 20 cm. On average, a strain difference of less than 40 μ strain is measured between the fibers, which is mostly caused by stochastic noise (~ 30 μ strain peak-to-peak with the OBR). The impact of the remaining difference that is not caused by stochastic noise, but by probable small differences in axial strain between the fibers, is of the same order as that of noise in the signal, whose impact on shape sensing accuracy was simulated in Fig. 4.7 of the manuscript.	114
Figure A.3	A) Tomographic images of a sample of polyimide coated fiber extruded triplet taken at different longitudinal positions. B) Relative angles between the three fibers. C) Offset from the neutral axis of the triplet. These results show how the extrusion process results in a triplet with stable relative positions of the fibers along the length of the sensor [27].	115
Figure A.4	Results of applying an increasing axial strain to the triplet to determine when the fibers start to slip within the polymer. The strain was measured in one fiber using the OBR 4600 and plotted as a function of elongation. Strain increased linearly from 0% to 0.35%, and then the triplet started slipping inside the clamps holding it, hence the nonlinear behavior after that point. Therefore, the moment the fibers start slipping inside the polymer couldn't be determined, but from this plot (limited to < 0.4% elongation) and using Equation 2 from the manuscript (assuming ε_0 is equal to zero), the sensor can at reach a curvature radius of at least 2.3 cm.	116

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ATP	Angioplastie transluminale percutanée
ARM	Angiographie par résonance magnétique
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography
CFO	Capteur à fibres optiques
CMI	Chirurgie minimalement invasive
COR	Capteur optique à rétrodiffusion
CTA	Angiographie par tomodensitométrie
DoF	Degrees of Freedom
DTG	Draw Tower Gratings
EM	Électromagnétique
FBG	Fibre à réseaux de Bragg
FORS	Fiber Optic RealShape
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IVUS	Échographie intravasculaire
MAO	Maladies artérielles occlusives
MCF	Fibre multicoeur
OBR	Optical Backscatter Reflectometer
OFDR	Réflectométrie optique en domaine fréquentiel
OTDR	Réflectométrie optique en domaine temporel
PCF	Fibre à cristal photonique
PMF	Fibre à maintien de polarisation
RMSE	Erreur quadratique moyenne
ROGUE	Random Optical Grating by Ultraviolet or ultrafast laser Exposure
ROS	Robot Operating System
SCF	Fibre à coeur unique
SMF	Fibre monomode
SNR	Rapport signal-bruit
TRUS	Échographie transrectale
UV	Ultraviolet

LISTE DES ANNEXES

Annexe A	Optical Frequency Domain Reflectometry Shape Sensing Using an Extruded Optical Fiber Triplet for Intra-Arterial Guidance : supplemental document	113
----------	--	-----

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Contexte

Les maladies artérielles occlusives (MAO) sont caractérisées par une obstruction totale ou partielle des artères qui entrave la circulation sanguine et qui peut causer des lésions tissulaires ou même être mortelle. Une occlusion peut être légère, modérée ou sévère, et donc peut être asymptomatique, causer un inconfort physique et réduire la fonction, ou aller jusqu'à provoquer des conditions critiques comme une ischémie des membres [28]. Près de 20% des individus atteints de la maladie coronarienne vivent des obstructions complètes, ou occlusions totales chroniques, de leurs artères coronaires [29].

Chez les hommes, le cancer de la prostate est parmi les cancers les plus communs. La Société canadienne du cancer estime que près d'un Canadien sur huit sera atteint du cancer de la prostate dans sa vie [30]. Le cancer, initialement confiné à la prostate, peut se propager rapidement à d'autres parties du corps dans certains cas agressifs. Si le cancer est détecté tôt, les chances de survie à long terme sont bonnes, mais le pronostic est significativement moins bon s'il est diagnostiqué à un stade avancé [31].

Contrairement à la chirurgie traditionnelle, les traumatismes physiques et donc les risques de complications des chirurgies minimalement invasives (CMI) sont minimes, ce qui accélère le temps de récupération des patients [32]. Ces procédures requièrent généralement l'utilisation de techniques et d'outils médicaux spécialisés. Notamment, les aiguilles chirurgicales sont employées pour une variété de tâches, telles que l'administration de médicaments ou le prélèvement d'échantillons de tissus. Les instruments longs et flexibles, tels que les cathéters et les endoscopes, permettent de naviguer ou de visualiser les canaux du corps, comme le système vasculaire. Enfin, plusieurs modalités d'imagerie médicale, comme la fluoroscopie, l'échographie, la tomодensitométrie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), guident les actions du chirurgien pendant la procédure. Les CMI sont standards dans la gestion des MAO et du cancer de la prostate.

1.2 Problématique

L'angioplastie transluminale percutanée (ATP) est une procédure peu invasive qui permet de dilater les vaisseaux rétrécis ou obstrués chez les personnes atteintes de MAO. Pendant l'ATP, un cathéter avec un ballonnet dégonflé à son extrémité est introduit dans le système vasculaire et guidé vers le site de l'occlusion. Une fois en position, le ballon est gonflé, ce

qui comprime la plaque contre les parois artérielles et élargit ainsi le vaisseau pour restaurer le flux sanguin [33]. Par contre, l'efficacité de l'ATP varie en fonction de la longueur de l'occlusion. Dans le cas d'occlusions courtes, elle présente un taux de réussite élevé, souvent supérieur à 90% [34]. Toutefois, sa performance décroît considérablement lorsqu'il s'agit de traiter des occlusions longues. En effet, le cathéter est plus difficile à manier dans les sites d'occlusions longues, ce qui réduit les taux de réussite à des valeurs entre 50% et 70% [35]. Il peut alors être nécessaire de rétablir l'apport sanguin par une approche plus drastique et donc plus risquée, comme la chirurgie de pontage, qui consiste à créer de nouvelles voies pour remplacer celles qui sont bloquées [36]. La navigation du cathéter pendant l'ATP peut être guidée en temps réel par fluoroscopie, une technique d'imagerie radiographique. Cette technique, de nature bidimensionnelle, est limitée dans son évaluation de la forme et de la tortuosité des anatomies complexes et dans sa localisation des dispositifs interventionnels. Ces limitations se manifestent particulièrement lors du traitement des occlusions longues [37].

La biopsie ciblée et les thérapies focales sont des exemples de procédures médicales sur la prostate. Destinée au diagnostic du cancer de la prostate, la biopsie prélève un échantillon de tissu de la prostate à l'aide d'une aiguille [38]. Les thérapies focales, destinées à son traitement, sont des procédures qui minimisent les dommages aux tissus environnants et donc qui entraînent moins de complications que les approches plus radicales, comme la prostatectomie [39]. Par exemple, la cryoablation tue le tissu cancéreux en administrant des substances extrêmement froides à l'aide d'une aiguille [40]. Pendant ces procédures, le positionnement précis du bout de l'aiguille est essentiel pour garantir un échantillonnage tissulaire efficace ou une administration précise du traitement. L'insertion de l'aiguille pendant la biopsie ciblée et les thérapies focales est visualisée grâce à diverses techniques d'imagerie, incluant l'échographie transrectale (TRUS), l'IRM, ou une fusion des deux modalités [41]. Cependant, les interactions entre l'aiguille et les tissus environnants, causant des déviations imprévisibles de l'outil, sont un problème qui persiste. Effectivement, les médecins se retrouvent contraints de répéter les insertions jusqu'à ce que l'aiguille atteigne sa cible, ce qui entraîne non seulement une prolongation de la procédure, mais également plus de lésions tissulaires et donc des complications [42].

En somme, malgré leur caractère peu invasif, les interventions médicales qu'impliquent les MAO et le cancer de la prostate font face à des défis techniques en ce qui a trait au guidage et à la localisation des outils médicaux dans l'anatomie, ce qui souligne l'importance de mettre au point de nouvelles méthodes pour améliorer leur efficacité et réduire leurs risques. Dans cette optique, les capteurs à fibres optiques (CFO) ont gagné en popularité dans les dernières années pour les avantages qu'ils offrent par rapport aux méthodes de suivi classiques des CMI : possibilité de détection de divers paramètres physiques, petites dimensions, immunité aux

interférences électromagnétiques et capacités en temps réel [43]. Les CFO peuvent fournir des mesures discrètes ou distribuées. La réflectométrie optique en domaine fréquentiel (OFDR) est une technique de mesure distribuée de la lumière rétrodiffusée dans une fibre. Cette méthode peut fournir des mesures en temps réel et avec une haute résolution, des atouts importants dans le contexte des CMI [44].

1.3 Objectifs de recherche

L’objectif principal de ce projet de recherche est de concevoir et de valider un nouvel outil de détection à base de fibres optiques et employant l’OFDR pour la détection distribuée de la forme pendant les CMI. Le premier sous-objectif vise à fabriquer le capteur, d’abord en augmentant le SNR de rétrodiffusion de trois fibres optiques par l’inscription de longs réseaux distribués par une méthode au laser femtoseconde. Le capteur est ensuite formé en assemblant les fibres en un triplet triangulaire par un processus d’extrusion flexible et reproductible dans un polymère, puis incorporé dans des instruments médicaux peu invasifs, plus précisément un cathéter et une aiguille chirurgicale flexible. Le deuxième sous-objectif cible la calibration de l’appareil en suivant une méthodologie simple, mais robuste et reproductible, et convenant tant aux instruments médicaux longs que courts. Pour finir, les performances de détection de forme de la méthode mise au point sont rigoureusement validées sous divers scénarios, incluant différentes configurations et plusieurs milieux, allant du banc d’essai à des tissus artificiels et animaux ex vivo. Une précision submillimétrique, ou environ 1% de la longueur de détection, est ciblée. L’atteinte de cet objectif de précision en environnement réel détient le potentiel de surmonter les défis techniques contemporains associés au guidage et à la localisation précise durant certaines CMI, et donc d’améliorer significativement leur efficacité et leur sécurité, en particulier dans le traitement de maladies telles que les MAO et le cancer de la prostate.

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Techniques de guidage par imagerie

Pour amorcer cette revue de littérature et préciser les besoins cliniques actuels, les techniques traditionnelles de guidage et d'imagerie utilisées dans le diagnostic et le traitement des MAO et du cancer de la prostate seront introduites et discutées.

2.1.1 Gestion des maladies artérielles occlusives

Coronarographie

Afin de révéler la présence d'obstruction, la coronarographie injecte un agent de contraste généralement à base d'iode dans la circulation sanguine via un cathéter pour mettre en évidence les vaisseaux sanguins du coeur sur des images radiographiques. En plus de permettre le diagnostic des MAO, la coronarographie peut guider les traitements comme l'ATP. L'identification et l'évaluation des occlusions ainsi que la prise de décision rapide sont facilitées par les images à haute résolution obtenues en temps réel par coronarographie. Cependant, cette technique d'imagerie expose les patients à des radiations ionisantes, peut causer des réactions allergiques à l'agent de contraste et ne fournit traditionnellement que des images bidimensionnelles [45]. La Figure 2.1 donne un exemple d'image obtenue par coronarographie.



FIGURE 2.1 Image de coronarographie montrant l'artère coronaire principale gauche et ses branches (© Bleiglass at the English Wikipedia, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).

Fluoroscopie

La navigation des instruments dans le système vasculaire pendant les procédures telles que l'ATP est souvent réalisée par fluoroscopie, une modalité d'imagerie à rayons X en temps réel. Similairement à la coronarographie, un cathéter est inséré dans le système vasculaire pour y injecter un agent de contraste et augmenter la définition des vaisseaux sanguins sur les images radiographiques. La fluoroscopie est avantageuse : la visualisation en temps réel de la circulation sanguine contribue significativement à l'identification des rétrécissements et des obstructions, à l'évaluation des interventions et à la prise de décision rapide. Elle aide également à minimiser les complications en facilitant le suivi et le positionnement du cathéter. Cependant, la fluoroscopie expose en continu les patients à des rayons X, n'est pas en mesure de distinguer clairement les tissus mous et ne fournit traditionnellement que des images en 2D [46].

Angiographie par tomodensitométrie

L'angiographie par tomodensitométrie (CTA) combine la radiographie et la tomodensitométrie pour créer des images des différentes couches des vaisseaux sanguins. Elle consiste en l'acquisition sous plusieurs angles suivie du traitement d'images radiographiques pour obtenir des coupes transversales, qui sont ensuite utilisées pour reconstruire un modèle 3D. L'étendue et la nature des occlusions peuvent alors être déterminées avec précision, des atouts précieux pour la planification et l'évaluation des interventions. Cependant, cette technique n'est pas disponible en temps réel, implique une exposition à des radiations ionisantes et requiert l'utilisation d'agents de contraste spécifiques [47]. La Figure 2.2a fournit un exemple d'images 2D et 3D obtenues par CTA.

Angiographie par résonance magnétique

L'angiographie par résonance magnétique (ARM) utilise des champs magnétiques et des impulsions radio pour créer des images 3D détaillées des vaisseaux sanguins. Le mode d'opération de l'ARM est le suivant : un champ magnétique repositionne les atomes d'hydrogène du corps, puis des impulsions radio les désalignent. En retournant à leur état initial, les atomes émettent de l'énergie qui varie selon les propriétés tissulaires et anatomiques et qui peut être mesurée et traitée pour produire des images. Ces images révèlent les rétrécissements et les blocages des vaisseaux sanguins, et donc sont très utiles pour la planification des interventions, le suivi de l'évolution des occlusions et l'évaluation des traitements. En plus de fournir un bon contraste tissulaire, l'ARM est une option plus sûre que la coronarographie, la fluoro-

scopie et l'angiographie CT, puisqu'elle ne fait pas l'usage de radiations ionisantes ni d'agent de contraste. Cependant, l'ARM est une technique asynchrone, dispendieuse, longue, relativement inconfortable pour le patient et sensible aux interférences électromagnétiques [1]. La Figure 2.2b fournit un exemple d'images obtenues par ARM.

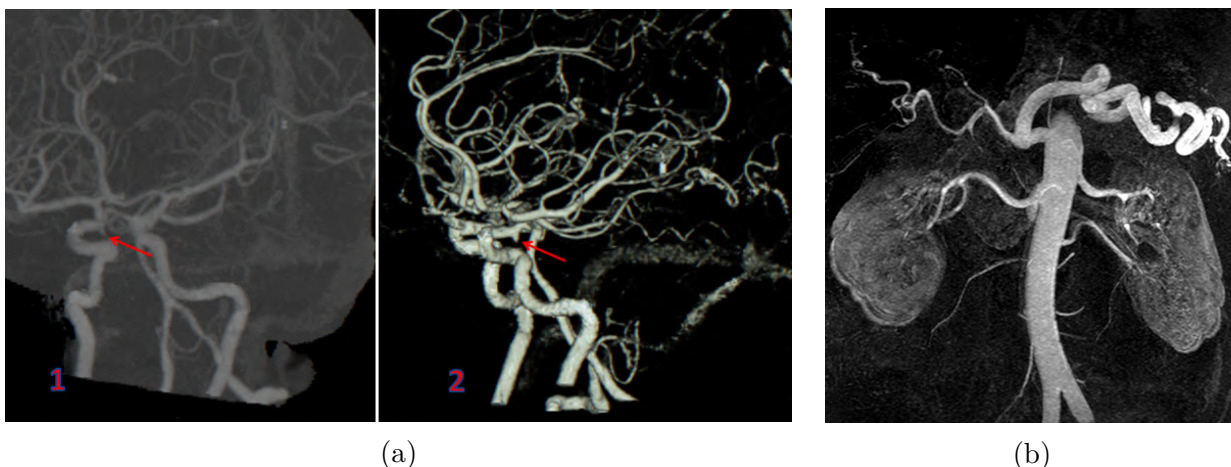


FIGURE 2.2 (a) Image de CTA en 2D (gauche) et 3D (droite) d'un anévrisme de l'artère communicante postérieure (© Shazia Mirza and Sankalp Gokhale, CC BY 4.0, via Wikimedia Commons). (b) Image d'ARM rénale (© 2011 [1], titulaire de licence BioMed Central Ltd., licence CC BY).

Suivi électromagnétique

Parmi les autres méthodes de navigation intravasculaire, on retrouve le suivi électromagnétique (EM), qui repose sur la génération de courants électriques par l'interaction entre un champ magnétique et des capteurs EM pour connaître précisément la position et l'orientation 3D des instruments médicaux à l'intérieur du corps. Le suivi EM est avantageux pendant les procédures intravasculaires puisqu'il permet une navigation tridimensionnelle et en temps réel, et réduit la dépendance aux modalités d'imagerie radiographique. Cependant, la précision de cette technique est compromise par les interférences électromagnétiques [48].

Échographie intravasculaire

L'échographie intravasculaire (IVUS) est une autre technique d'imagerie médicale employée pour le diagnostic et le traitement des MAO. Une vue transversale du vaisseau est produite en temps réel et avec une haute résolution en y insérant un cathéter équipé d'une sonde ultrasonore, qui émet des ondes puis mesure leur réflexion sur les parois du vaisseau.

La planification, la réalisation et la validation des interventions subséquentes sont facilitées avec l’analyse des propriétés et de la composition de la paroi artérielle que fournit cette technique, et donc les résultats pour les patients sont maximisés. Cependant, l’IVUS ne génère traditionnellement que des images 2D, car l’obtention d’images 3D nécessite des logiciels spécialisés, du temps et des ressources informatiques supplémentaires [2]. La Figure 2.3 montre des coupes transversales de plaques d’athérome obtenues par IVUS.

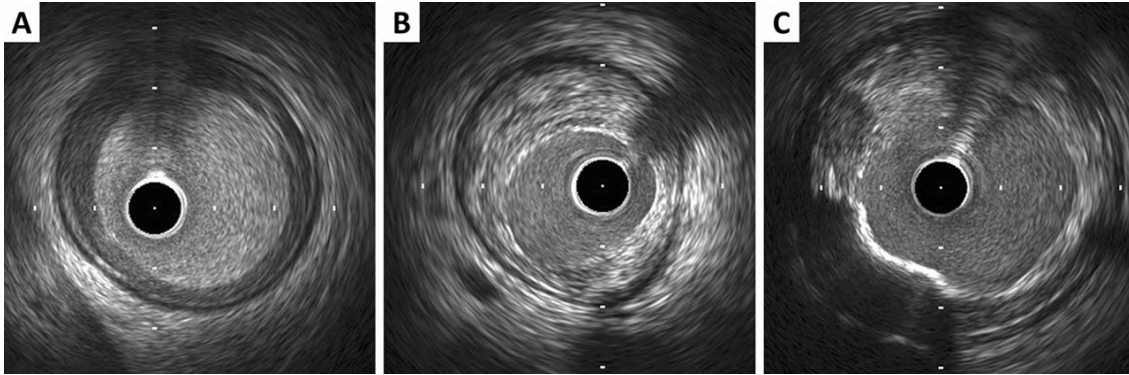


FIGURE 2.3 Images IVUS d’une plaque d’athérome (A) molle, (B) fibreuse et (C) mixte (© 2023 [2], licence CC BY 4.0).

2.1.2 Gestion du cancer de la prostate

Échographie transrectale

Similairement à l’IVUS, mais à l’aide d’une sonde ultrasonore insérée dans le rectum, l’échographie transrectale (TRUS) produit des images de la prostate, notamment lors des interventions percutanées sur celle-ci. Cette modalité d’imagerie fournit des images détaillées et en temps réel qui guident l’insertion de l’aiguille chirurgicale lors des biopsies et des thérapies focales sur la prostate. Elle est sécuritaire et peut produire des modèles 3D en suivant des étapes supplémentaires, mais les contrastes tissulaires ne sont pas optimaux [49].

IRM interventionnelle

L’IRM interventionnelle est une forme d’IRM conçue pour les procédures chirurgicales, comme les biopsies et les thérapies focales du cancer de la prostate, puisqu’elle permet la surveillance et le suivi en continu. Cette modalité est avantageuse puisqu’elle offre un contraste supérieur des tissus mous, ne requiert pas l’exposition aux radiations ionisantes et produit des images anatomiques 3D à haute résolution. Cependant, l’IRM interventionnelle est dispen-

dieuse, moins pratique et rapide que l'imagerie ultrasonore et est sensible aux interférences électromagnétiques [49].

Fusion IRM-TRUS

La fusion de l'IRM interventionnelle et de l'échographie transrectale superpose les images IRM et les images TRUS afin de bénéficier des avantages des deux modalités. En effet, cette technique combine les détails et les bons contrastes des images IRM à la haute vitesse d'acquisition de l'échographie transrectale, ce qui permet d'améliorer le ciblage des lésions cancéreuses pendant les biopsies et les thérapies focales sur la prostate. Cependant, les exigences des deux modalités d'imagerie entraînent des coûts plus élevés et donc réduisent son accessibilité [49]. La Figure 2.4 montre côte à côte des images prostatiques obtenues par TRUS et IRM.

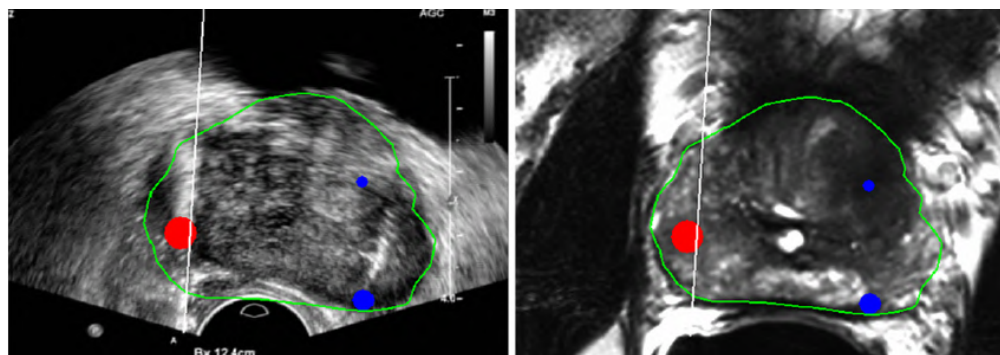


FIGURE 2.4 Vues de la prostate TRUS (gauche) vs IRM (droite) pendant une biopsie (© 2022 SPIE [3], reproduit avec permission).

En somme, les techniques d'imagerie actuelles utilisées dans la gestion des MAO et du cancer de la prostate présentent chacune leurs avantages et leurs inconvénients, notamment en termes de résolution, de vitesse d'acquisition, de sécurité et de capacité tridimensionnelle. Les CFO présentent une approche prometteuse pour répondre aux limites de ces méthodes, offrant pour avantage des acquisitions sécuritaires, 3D et en temps réel.

2.2 Capteurs à fibres optiques

Les CFO trouvent leur utilité dans de nombreux secteurs : la surveillance structurelle [50], l'instrumentation médicale [51], le secteur pétrolier et gazier [52], l'aérospatiale [53], l'environnement [54], l'automatisation industrielle [55] et l'océanographie [56]. L'importance et les progrès conceptuels des CFO sont soulignés dans la littérature scientifique. La présente

section passe en revue la littérature théorique et pratique portant sur les CFO pour couvrir leurs principes fondamentaux, leurs composantes et leurs mécanismes de détection.

2.2.1 Principes fondamentaux

Indice de réfraction

La transmission de la lumière dans les fibres optiques repose sur plusieurs concepts optiques. Tout d'abord, l'indice de réfraction (n), défini comme le rapport entre la vitesse de la lumière dans le vide (c) et celle dans le milieu de propagation (v) ($n = \frac{c}{v}$), est une mesure de la déviation de la lumière lorsqu'elle change de milieu. La densité, la structure moléculaire et la polarisation électronique déterminent l'indice de réfraction d'un matériau, puisque la vitesse de propagation de la lumière est influencée par son interaction avec les particules. Par exemple, l'indice de réfraction diffère lorsque la fréquence de la lumière résonne avec les oscillations naturelles des électrons. Lorsque la lumière passe d'un milieu à indice de réfraction élevé à un milieu à indice de réfraction plus faible, elle est réfléchie si son angle d'incidence dépasse un seuil critique. Cette propriété est utilisée par les fibres optiques, composées d'un coeur en verre à indice plus élevé que la gaine qui l'entoure, afin que la lumière soit réfléchie à l'intérieur du coeur et s'y propage sans s'échapper dans la gaine. Ce phénomène est appelé réflexion totale interne, et est illustré à la Figure 2.5a [57].

Atténuation et dispersion

L'atténuation et la dispersion sont des phénomènes inhérents à la propagation de la lumière dans les fibres optiques. L'atténuation du signal lumineux se produit à cause de son absorption et de sa diffusion par le matériau ainsi qu'à cause de la courbure de la fibre. En effet, tout comme illustré à la Figure 2.5b, la courbure de la fibre fait fuir une partie de la lumière hors de son coeur. Les irrégularités du matériau et les interactions entre ses particules et la lumière, qui sont dépendantes de la longueur d'onde, dévient la lumière de sa trajectoire droite, c.-à-d. la diffusent. Les différents phénomènes de diffusion de la lumière sont discutés à la section 2.4. Enfin, la dispersion, ou le chevauchement des signaux lumineux dans une fibre, se produit à cause des différentes vitesses de propagation des longueurs d'onde, et s'accroît sur les longues distances [57].

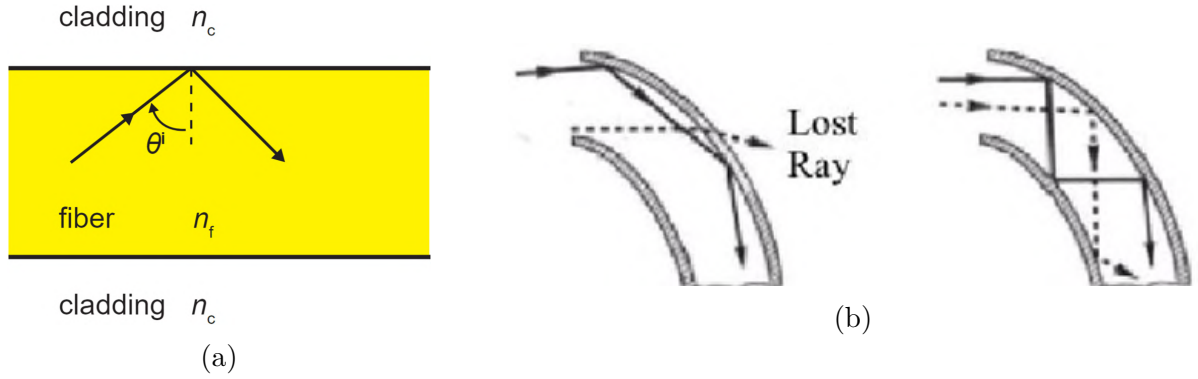


FIGURE 2.5 (a) Schéma d'une fibre optique (© Offaperry, CC BY-SA 4.0, via Wikimedia Commons). (b) Atténuation causée par la courbure dans une fibre (© Alexwind, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).

2.2.2 Composantes et caractéristiques

Nature des CFO

Les CFO peuvent être intrinsèques ou extrinsèques, comme illustré à la Figure 2.6a. Les capteurs intrinsèques, les fibres à réseaux de Bragg (FBG) par exemple, détectent des paramètres tels que la déformation et la température à partir des changements optiques de la fibre. La section 2.5 passe en revue plusieurs travaux portant sur l'utilisation de FBG à des fins de détection durant les CMI. Les capteurs extrinsèques, quant à eux, utilisent la fibre simplement comme moyen de transport de la lumière vers et depuis la région de détection, sans que la fibre soit le capteur en elle-même. Ils sont utilisés notamment pour mesurer la pression [58]. Par exemple, en 2019, Ma et al. ont présenté un capteur extrinsèque incorporant une cavité Fabry-Perot et démontrant une sensibilité croisée déformation-température minimale [59].

Modes de propagation

Les différentes manières dont la lumière peut se propager dans une fibre optique déterminent son mode de propagation (Figure 2.6b). Les fibres multimodes ont un cœur large qui permet plusieurs voies de propagation, tandis que les fibres monomodes ont un cœur étroit qui n'en permet qu'une seule [57]. Puisque les ondes lumineuses empruntent différentes voies dans une fibre multimode, elles interfèrent les une avec les autres, ce qui crée un motif d'interférence à la sortie de la fibre. Son analyse permet de déduire des informations sur les paramètres physiques de la fibre, par exemple sa déformation. Parmi les exemples récents

de la littérature, Wang et al. (2022) ont présenté une méthode qui intègre l'apprentissage automatique à un CFO et qui exploite le motif d'interférence à la sortie d'une fibre optique multimode pour obtenir des informations sur sa forme géométrique en 3D [60]. Les fibres monomodes peuvent elles aussi être utilisées pour des applications de détection, notamment par l'emploi de FBG. En mesurant les changements de longueur d'onde de la lumière dans un faisceau de fibres monomodes causés par sa flexion, sa forme peut être reconstruite. Par exemple, Roodsari et al. (2022) ont évalué les performances d'un capteur de forme où trois fibres optiques monomodes avec des FBG ont été assemblées de manière triangulaire autour d'un substrat étroit et superélastique [61].

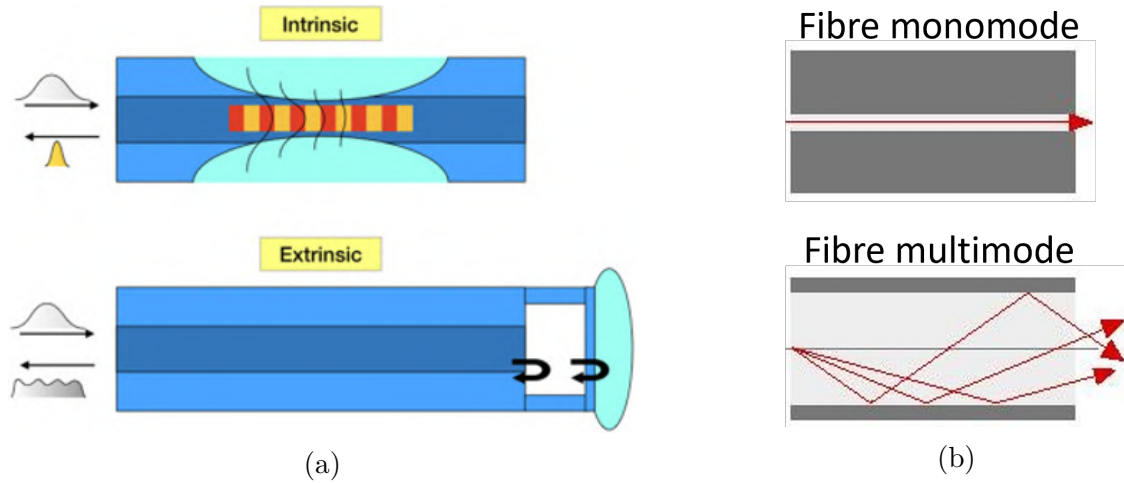


FIGURE 2.6 (a) Schéma d'un capteur intrinsèque et d'un capteur extrinsèque (© 2022 Elsevier [4], reproduit avec permission). (b) Voies de propagation d'une fibre monomode et d'une fibre multimode (© Mam85, Public domain, via Wikimedia Commons).

Revêtements

Les revêtements sont essentiels pour protéger et renforcer les fibres optiques. Les revêtements d'acrylate, des polymères durcis à l'ultraviolet (UV), sont populaires puisqu'ils sont abordables et protègent contre l'humidité et les contraintes mécaniques. Cependant, ils sont inadéquats dans les environnements aux conditions difficiles, notamment aux températures élevées. Dans ces conditions, les revêtements en polyimide sont plus appropriés puisqu'ils conservent leur intégrité lorsqu'ils sont exposés à des températures élevées ou des substances corrosives [62]. Dans la littérature, Landreau et al. (2023) ont exploré les impacts des revêtements en acrylate et en polyimide sur le transfert de contrainte. Ils ont démontré que le polyimide, bien que plus dispendieux, permet une détection plus sensible de la déformation

que l'acrylate, mais que cela implique qu'il ne peut pas supporter des contraintes autant élevées [63].

Fibres optiques spécialisées

Bien qu'il s'agit généralement d'une avenue plus dispendieuse, les CFO peuvent bénéficier de fonctions spécifiques ou de propriétés uniques des fibres optiques spécialisées. Par exemple, comme illustrés à la Figure 2.7a, les microtrous des fibres à cristal photonique (PCF) leur attribuent des propriétés uniques de guidage de la lumière qui peuvent être utilisées pour des applications de détection. En effet, la déformation d'une PCF change la configuration de ses trous et modifie donc la façon dont la lumière s'y propage. La contrainte appliquée sur une PCF peut donc être déduite en mesurant ces changements. En 2017, Russell et al. ont étudié les PCF torsadées de manière hélicoïdale pour des applications de détection, y compris la détection de la déformation et de la torsion. Ils ont remarqué que la torsion déplaçait le creux spectral, tandis que la tension axiale affectait le pas de torsion, les dimensions transversales ainsi que l'indice de réfraction de la fibre [64]. Les fibres à maintien de polarisation (PMF), dont l'une est montrée à la Figure 2.7b, qui de leur nom maintiennent la polarisation de la lumière grâce à une forte biréfringence, sont un autre exemple de fibre spécialisée qui peut être utilisé pour détecter des paramètres physiques. En effet, la déformation d'une PMF modifie sa biréfringence, et conséquemment l'état de polarisation de la lumière. À titre d'exemple, Xing et al. (2018) ont présenté un CFO intégrant une fibre multimode et une PMF pour la mesure simultanée de la déformation et la température [65].

CFO à plusieurs coeurs

Plusieurs coeurs peuvent être utilisés dans les CFO pour leur attribuer davantage de fonctions ou encore pour améliorer leurs performances. Effectivement, l'utilisation de plusieurs coeurs permet d'augmenter la sensibilité, de détecter simultanément divers paramètres environnementaux, de fournir une redondance dans les données en cas de défaillance et de coupler les modes à des fins de mesures par interférence [66]. La géométrie est un aspect essentiel à prendre en considération lors de l'utilisation de plusieurs coeurs. En effet, les dimensions et la configuration transversale du capteur influencent fortement ses performances. Par exemple, pour la détection de forme 3D, au moins trois coeurs sont nécessaires pour satisfaire aux trois degrés de liberté. De plus, les coeurs doivent être orientés différemment autour de l'axe neutre pour que la flexion dans différentes directions puisse être détectée [12]. Plusieurs coeurs impliquent l'utilisation de fibres multicoeurs (MCF) ou de plusieurs fibres à coeur unique (SCF). Les MCF, composées de plusieurs coeurs à l'intérieur d'une même gaine (exemple illustré à

la Figure 2.7c), sont compactes et simplifient l'assemblage du capteur, mais la proximité des coeurs peut nuire à sa sensibilité. À l'inverse, en regroupant plusieurs SCF, la distance entre les coeurs peut être ajustée pour augmenter la sensibilité, mais au détriment d'un système plus complexe et plus encombrant [37]. Plusieurs études ont employé des CFO à plusieurs coeurs, avec notamment de nombreux articles disponibles sur la reconstruction de forme. La section 2.5 présente différents exemples pertinents.

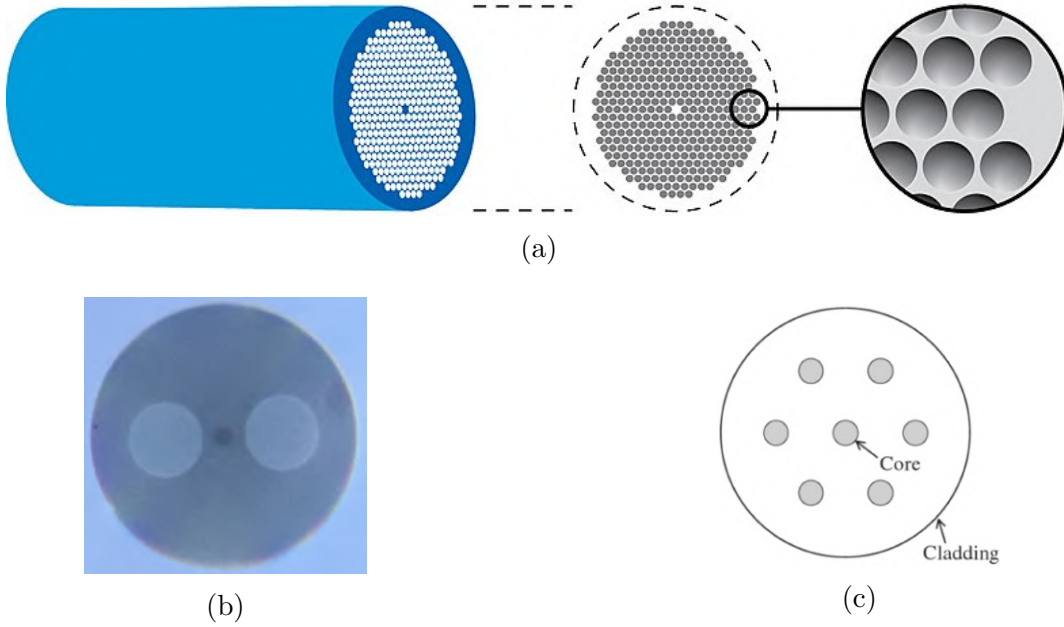


FIGURE 2.7 (a) Schéma d'une PCF (© Razumovskii Aleksei Sergeevich Nanii Oleg Evgenievich, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons). (b) Coupe transversale d'une PMF (© Quantumavik, CC BY 4.0, via Wikimedia Commons). (c) Coupe transversale d'une MCF à 7 coeurs (© 2013 Elsevier [5], reproduit avec permission).

Protection et assemblage des CFO

Dépendamment de leur utilisation, les CFO peuvent être scellés dans des polymères ou collés à l'aide d'adhésifs, comme de la colle époxy, pour les protéger des dommages physiques ou pour les fixer à des surfaces [67]. Dans la littérature, l'influence de ces méthodes sur le transfert de contrainte a été étudiée. Landreau et al. (2023) ont démontré que la longueur de collage contribue au transfert de contrainte, et qu'en dessous d'environ 50 mm, un module d'Young élevé est préférable pour les fibres à revêtement en polyimide et celles sans revêtement [63]. Motwani et al. (2020) ont quant à eux démontré que le transfert de contrainte était significativement moins efficace si l'adhésif était très visqueux et que la couche de colle était trop épaisse [68]. Enfin, Zheng et al. (2021) ont conclu par leurs travaux que le transfert

de contrainte était optimal lorsque l'adhésif était rigide, que la longueur de collage était plus grande et que la couche de colle était plus mince [69].

Mécanismes de détection

Des systèmes optiques d'interrogation, composés de sources lumineuses, de détecteurs et d'unités de traitement des signaux, sont utilisés avec les CFO. Ces systèmes émettent de la lumière dans la fibre et analysent ensuite le signal de retour sur la base de l'intensité, la phase, la polarimétrie ou la longueur d'onde [70]. Les capteurs basés sur l'intensité détectent les variations d'intensité lumineuse causées par des facteurs externes, comme la température et la déformation. Par exemple, Yang et al. (2019) ont présenté un CFO détectant les changements d'intensité lumineuse dans une fibre pour mesurer la température avec autant de précision qu'un thermocouple [71]. Les capteurs basés sur la phase, comme les interféromètres de Mach-Zehnder, Michelson et Sagnac, mesurent quant à eux les changements de phase de la lumière. En 2020, Nedoma et al. ont présenté un CFO basé sur un interféromètre de Mach-Zehnder pour détecter les vibrations induites par le passage de véhicules de tramway [72]. Ensuite, les capteurs polarimétriques surveillent les changements de polarisation de la lumière, qui peuvent provenir de la biréfringence causée par les changements de température et la déformation. Grenar et al. (2022) ont conçu un détecteur de la pression acoustique des explosions à partir des changements de polarisation de la lumière dans des fibres optiques biréfringentes [73]. Enfin, les capteurs basés sur la longueur d'onde, par exemple les FBG, filtrent des longueurs d'onde spécifiques en jouant avec l'indice de réfraction du coeur de la fibre. Des décalages du spectre de réflexion peuvent alors être mesurés lors de l'application d'une déformation ou d'un changement de température [74]. Plusieurs exemples sont donnés à la section 2.5.

Systèmes d'interrogation

Les CFO peuvent fournir des mesures ponctuelles ou distribuées. Les FBG et les interféromètres de Fabry-Pérot sont des exemples de capteurs ponctuels typiques, tandis qu'on retrouve les capteurs optiques à rétrodiffusion (COR) parmi les capteurs distribués. Ces derniers fournissent des mesures continues sur toute la longueur de la fibre, avec des techniques basées sur les diffusions Raman, Brillouin et Rayleigh [37]. Les CFO ponctuels et distribués ont des mécanismes d'interrogation distincts, chacun avec ses avantages et ses limites. Les systèmes d'interrogation de FBG sont spécifiquement conçus pour mesurer la longueur d'onde réfléchie des réseaux individuels et de corrélérer ses variations à la déformation ou aux changements de température. Le coût de ces systèmes varie en fonction du nombre de canaux, lui

étant généralement proportionnel. Les systèmes de mesure de la rétrodiffusion, étant donné leur capacité à fournir des données distribuées sur de longues distances et leurs composantes optiques spécialisées, sont souvent plus dispendieux. De plus, les systèmes d'interrogation de FBG sont généralement plus compacts et nécessitent moins de maintenance [75–77]. Les sections 2.3 et 2.4 traitent des FBG et des COR.

2.3 Réseaux de Bragg

Dans cette section, nous aborderons le concept des FBG. Nous explorerons les principes et les mécanismes qui sous-tendent leur utilisation dans la détection de paramètres physiques. De plus, nous discuterons des méthodes de fabrication des FBG ainsi que de leurs avantages et leurs limitations.

2.3.1 Principes fondamentaux

Les FBG sont des modulations périodiques de l'indice de réfraction du coeur d'une fibre optique qui réfléchissent une longueur d'onde spécifique, appelée longueur d'onde de Bragg, et transmettent les autres longueurs d'onde avec un minimum de réflexion. La Figure 2.8a illustre ce phénomène. En effet, la différence dans la longueur de trajet des réflexions consécutives donne une différence de phase égale à un multiple de la longueur d'onde de Bragg, et donc les réflexions consécutives interfèrent de manière constructive. Les autres longueurs d'onde interfèrent de manière destructive ou sont transmises. Par conséquent, la longueur d'onde de Bragg (λ_B) est dictée par la périodicité de la modulation de l'indice de réfraction [78] :

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (2.1)$$

Dans l'équation 2.1, n_{eff} est l'indice de réfraction effectif du coeur de la fibre et Λ est l'espacement entre deux modulations. Cette relation indique que la longueur d'onde de Bragg change avec l'indice de réfraction et la période du réseau. Ceux-ci étant sensibles aux facteurs externes, tels que la température et la déformation, les FBG sont couramment utilisés dans les CFO. En effet, l'étirement mécanique du FBG augmente l'espacement des modulations, alors que sa compression le réduit. Par conséquent, un décalage vers le rouge ou vers le bleu de la longueur d'onde de Bragg peut être mesuré, comme illustré à la Figure 2.8b. L'expansion et la compression thermique affectent de manière similaire la longueur d'onde. L'indice de réfraction est également affecté par les contraintes mécaniques et thermiques. Effectivement, par effet photoélastique, les contraintes mécaniques modifient la structure et

la densité des molécules du coeur de la fibre. Quant aux changements de température, ils affectent les mouvements moléculaires et donc les interactions entre la lumière et le verre, qui sont directement liées à l'indice de réfraction. En somme, la mesure de la longueur d'onde de Bragg lors de l'application de contraintes mécaniques ou thermiques sur la fibre permet de surveiller ces paramètres physiques. Les FBG sont donc très utiles pour les applications de détection [78]. La réflectivité d'un FBG dépend de sa longueur, de l'amplitude et du profil des modulations de l'indice de réfraction ainsi que de la longueur d'onde de la lumière incidente [79].

2.3.2 Techniques de fabrication

Inscription UV

Plusieurs approches peuvent être suivies pour fabriquer des FBG. L'inscription UV est une approche traditionnelle qui utilise des fibres optiques photosensibles à la lumière ultraviolette, telles que les fibres chargées d'hydrogène. Une première méthode d'inscription UV fait l'usage d'un masque de phase, une composante optique avec un motif périodique, pour moduler l'intensité de la lumière UV incidente sur la fibre (Figure 2.9a). Cette exposition crée des sites de défaut dans la matrice de verre des fibres. Le remaniement structural et la formation de défauts entraînent des changements dans la densité électronique de la fibre et donc modifient son indice de réfraction. L'emploi d'un masque de phase est avantageux puisqu'il est simple, génère des réseaux reproductibles et permet l'écriture en tandem de plusieurs FBG. Toutefois, l'écriture de réseaux complexes est limitée par la longueur du masque de phase [80, 81].

Une seconde méthode d'inscription UV fait interférer deux faisceaux lumineux en les chevauchant, et un réseau est inscrit dans la fibre en l'illuminant avec le motif d'interférence, comme illustré à la Figure 2.9b. La périodicité du réseau est déterminée par l'angle entre les deux faisceaux, avec un angle plus grand résultant en des modulations plus serrées. Cette approche est flexible puisqu'elle permet de personnaliser les paramètres du réseau, par exemple en permettant l'ajout d'un *chirp* aux modulations. Cependant, le montage expérimental de cette méthode est plus complexe et l'interférence des faisceaux peut être affectée par des facteurs environnementaux, tels que des vibrations. De plus, la longueur d'écriture est limitée par la divergence des faisceaux, qui cause l'étalement de l'intensité lumineuse [80, 81]. Récemment, Monet et al. (2019) ont introduit une nouvelle méthode d'inscription de réseaux utilisant un *dithering* aléatoire de la phase pendant l'exposition de la fibre optique à l'UV, ce qui permet d'améliorer considérablement la rétrodiffusion et le SNR pour la détection distribuée [82].

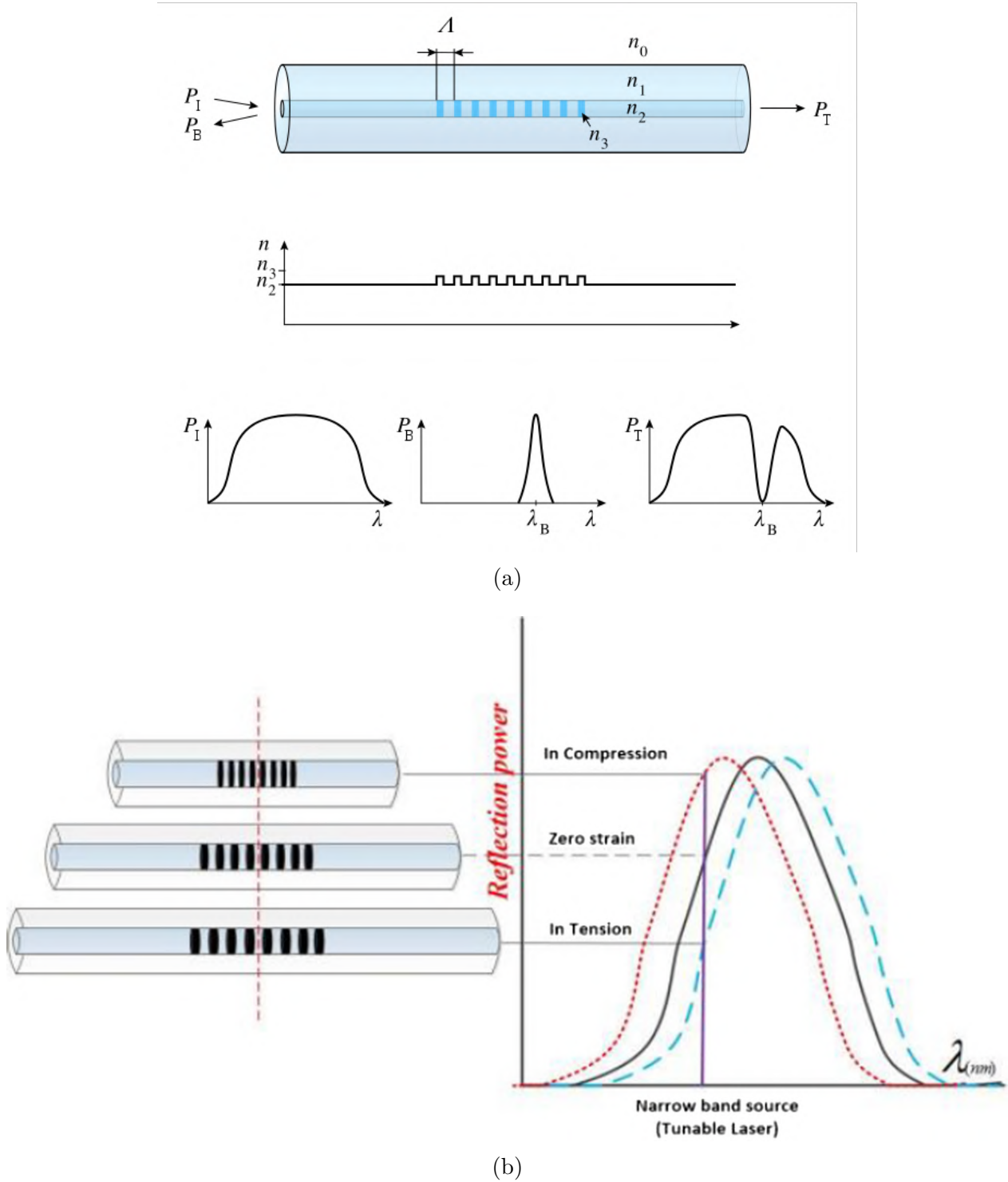


FIGURE 2.8 (a) Schéma du principe de fonctionnement d'un FBG (© MatthiasDD, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons). (b) Effet de l'espacement entre les modulations sur la longueur d'onde de Bragg (© 2022 [6], licence CC BY 4.0).

Pour être efficace, l'inscription UV requiert le retrait du revêtement de la fibre afin d'exposer le coeur, ce qui peut endommager la fibre et augmenter sa vulnérabilité aux facteurs environnementaux. L'inscription doit donc être suivie de l'ajout d'une protection ou d'un nouveau revêtement. La technique *Draw Tower Gratings (DTG)* est une méthode de production de FBG qui intègre l'inscription du réseau dans le processus d'étirage de la fibre. La méthode étire la préforme de silice chauffée et malléable tandis qu'un laser UV et un masque de phase inscrivent le réseau directement dans le coeur de la fibre. Ce processus en continu permet de produire rapidement de grandes longueurs de fibres et d'augmenter leur résilience mécanique en appliquant une tension constante et en minimisant leur manipulation. En inscrivant les réseaux pendant que la fibre est étirée et avant que le revêtement soit appliqué, la technique d'inscription réduit les dommages physiques causés aux fibres tout en préservant ses propriétés optiques. Cette méthode assure la production de réseaux uniformes et sur mesure, idéaux pour l'utilisation dans les CFO. Cependant, la DTG présente des contraintes, notamment des coûts d'installation et d'opération élevés, ce qui la rend principalement utilisable pour la production à grande échelle. Les ajustements du réseau doivent également être planifiés, ce qui limite les productions personnalisées. Enfin, les options de revêtement, appliqué immédiatement après l'inscription des réseaux, sont limitées par des contraintes de température [83].

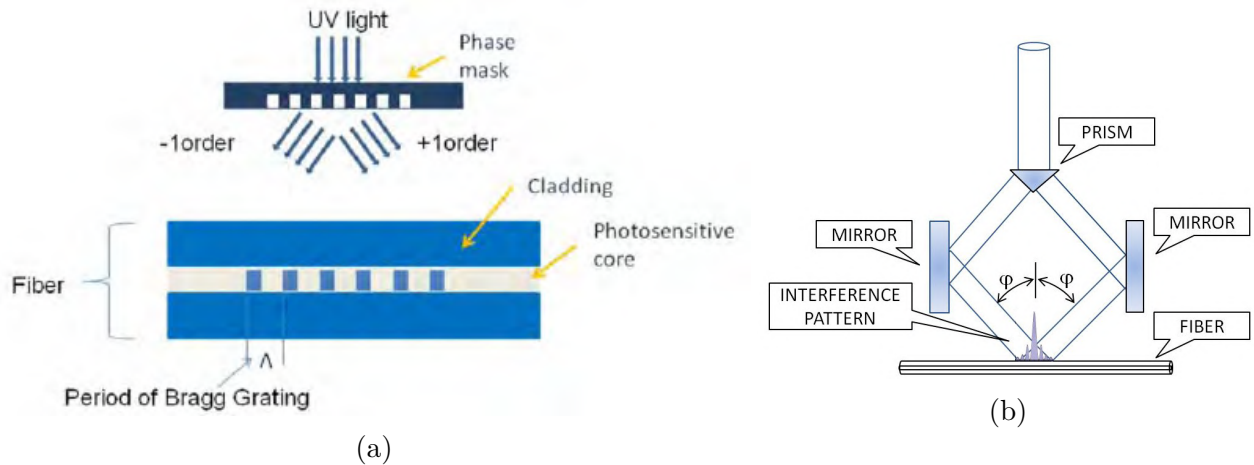


FIGURE 2.9 Inscripton UV (a) par masque de phase (© 2011 Queensland University of Technology [7]) et (b) à deux faisceaux (© 2013 [8], licence CC BY 3.0).

Inscripton au laser femtoseconde

Une autre approche de fabrication de FBG est l'inscription au laser femtoseconde. Lorsqu'un laser femtoseconde est focalisé sur le coeur d'une fibre, il modifie son indice de réfraction

par une série de mécanismes. Tout d’abord, des processus optiques non linéaires, déclenchés par les pics de haute intensité délivrés par les impulsions femtosecondes, entraînent des modifications structurelles permanentes au sein de la fibre. Ensuite, puisqu’elles délivrent un nombre élevé de photons très rapidement et très intensément, les impulsions femtosecondes peuvent provoquer l’ionisation multiphotonique, soit l’absorption simultanée de plusieurs photons par les particules. Les sites de défaut qui résultent de ce phénomène, combinés au chauffage local dû à l’apport rapide d’énergie, entraînent une réorganisation de la matrice de verre de la fibre, modifiant sa densité et donc son indice de réfraction. Enfin, le stress que subissent les régions voisines change l’indice de réfraction par effet photoélastique [80, 84].

Une méthode d’inscription au laser femtoseconde est l’approche point par point, qui concentre le faisceau à un emplacement spécifique du coeur de la fibre, modifiant ponctuellement son indice de réfraction (Figure 2.10a). Un réseau peut donc être écrit de cette manière en déplaçant la fibre. Cette méthode confère une grande polyvalence dans la conception des FBG et ne requiert pas la photosensibilisation des fibres. Toutefois, ce processus séquentiel d’écriture est long et accentue les risques d’erreur dans l’espacement des modulations. Contrairement à l’inscription UV, le retrait du revêtement de la fibre n’est pas nécessaire, car les impulsions femtosecondes peuvent modifier l’indice de réfraction du coeur à travers le revêtement [81, 84]. Récemment, Roberge et al. (2022) ont introduit une méthode d’alignement et d’inscription au laser femtoseconde qui ne requiert pas un milieu d’adaptation de l’indice et qui permet un contrôle précis des réseaux ainsi qu’une forte réflexion tout en maintenant de faibles pertes d’insertion [85].

Recuit de fibre

Le recuit est un processus de traitement thermique qui permet à la fibre de se détendre et de réorganiser sa structure interne et qui vise à stabiliser les réseaux et à rendre la fibre plus résistante aux facteurs environnementaux. Un recuit excessif peut toutefois avoir des effets indésirables, notamment en causant la réversion des sites de défaut créés lors de l’exposition UV ou laser femtoseconde. Cela affecte l’intégrité des FBG en diminuant ou en effaçant complètement les modulations de l’indice de réfraction [86]. Lorre et al. (2019) ont pris en compte ce phénomène lorsqu’ils ont développé une méthode d’extrusion dans un polymère, qui implique des températures élevées et donc des risques de recuit, pour combiner trois fibres optiques en un triplet pour des applications biomédicales de détection de forme [87].

2.3.3 Avantages et limitations

Le pic de réflexion d'un FBG étant très prononcé, il peut être clairement distingué du bruit, et donc offre un SNR élevé. Les FBG sont donc fréquemment utilisés dans les contextes nécessitant des mesures très précises [88]. Les FBG sont également très sensibles aux changements environnementaux, et donc s'avèrent très utiles pour discerner des variations très subtiles de la température ou de la déformation. De plus, comme plusieurs FBG réglés à différentes longueurs d'onde peuvent être inscrits dans une seule fibre, des mesures peuvent être effectuées à plusieurs points distincts (multiplexage), comme illustré à la Figure 2.10b. Enfin, les FBG ont une bonne durabilité et stabilité, et sont donc idéaux pour la surveillance à long terme [9].

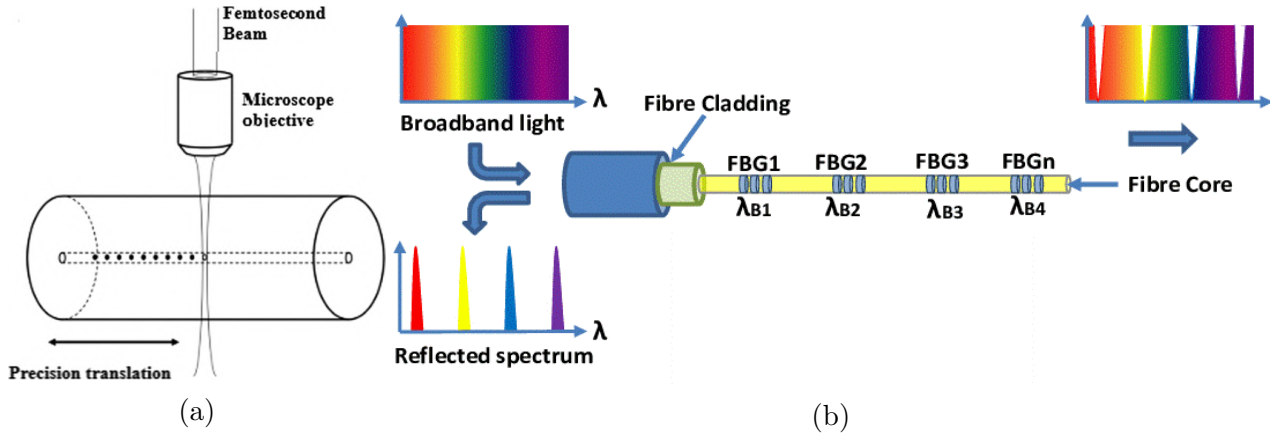


FIGURE 2.10 (a) Inscription point par point au laser femtoseconde (© 2020 SPIE [9], reproduit avec permission). (b) Schéma de multiplexage avec des FBG (© 2018 [10], licence CC BY 4.0).

Bien qu'ils présentent des avantages, les FBG possèdent de nombreuses limites, notamment leur sensibilité croisée à la déformation et à la température. L'ambiguïté dans les mesures des FBG doit être adressée par des méthodes de compensation ou par l'ajout d'autres capteurs pour être en mesure de différencier les deux effets [9]. Aussi, selon la technique d'inscription et le profil des modulations, la fabrication de FBG peut être longue, complexe et ne se prête pas facilement aux conceptions personnalisées. L'environnement de fabrication doit être contrôlé pour garantir sa qualité et sa répétabilité, ce qui peut rendre l'inscription de FBG dispendieuse [89].

Le multiplexage, bien qu'il soit un avantage, rencontre plusieurs défis. La densité et la distribution des FBG dans une même fibre optique sont limitées par plusieurs facteurs clés. D'abord, chaque FBG doit refléter une longueur d'onde unique pour éviter l'interférence

des signaux. Sinon, le chevauchement spectral complexifie la distinction entre les spectres de réflexion des réseaux et peut donc conduire à une interprétation erronée des données mesurées. Ensuite, considérant que chaque FBG reflète une partie de la lumière incidente, sa puissance s'affaiblit pour les FBG subséquents, ce qui limite le nombre de FBG pouvant être utilisés efficacement dans une même fibre. Enfin, une trop grande proximité entre les FBG augmente les risques de diaphonie, qui désigne le chevauchement et donc l'interférence de leurs signaux, ce qui entraîne une distorsion du signal et des difficultés à distinguer les réponses individuelles des réseaux [9].

Pour surmonter certaines de ces difficultés, on peut notamment exploiter les propriétés particulières de différents types de FBG, comme les FBG *chirpés*. Contrairement à un FBG uniforme, qui réfléchit la même longueur d'onde sur toute son étendue, un FBG *chirpé* réfléchit plusieurs longueurs d'onde grâce à des espacements entre les modulations qui varient le long du réseau. Par conséquent, un FBG *chirpé* entraîne moins de pertes d'insertion et a donc une longueur de détection effective plus grande qu'un FBG uniforme. Aussi, contrairement à un FBG uniforme ultra-faible, employé pour augmenter la longueur de détection, un FBG *chirpé* ne sacrifie pas le SNR [90].

Les limites de densité et de distribution du multiplexage sont à l'origine de la nature discrète des mesures obtenues avec une chaîne de FBG. Afin de combler l'absence de données entre les réseaux, il faut interpoler spatialement les paramètres mesurés, ce qui peut être une source d'inexactitudes. La méthode d'interpolation, qui peut être linéaire, polynomiale, spline ou encore s'inspirer de modèles statistiques selon le degré de précision désiré et le phénomène physique que l'on cherche à détecter, introduit des équations plus ou moins complexes à résoudre. De plus, la nature discrète d'une chaîne de FBG requiert leur placement et leur alignement précis dans le capteur pour optimiser ses performances, ce qui complexifie les étapes d'assemblage et d'installation [91].

2.4 Capteurs optiques à rétrodiffusion

Une autre technique de détection de paramètres physiques exploite les propriétés de rétrodiffusion des fibres optiques, notamment les diffusions Raman, Brillouin et Rayleigh. Les COR reposent sur le principe suivant : lorsque la lumière interagit avec un milieu, elle se diffuse de manière élastique ou inélastique et une partie est renvoyée vers sa source et devient une source importante de données sur les propriétés du milieu. Dans le cas de la diffusion élastique, comme la diffusion Rayleigh, la lumière conserve son énergie, tandis que dans le cas de la diffusion inélastique, comme les diffusions Raman et Brillouin, elle échange de l'énergie avec les particules du milieu. D'ordre général, la diffusion élastique est dominante

par rapport à la diffusion inélastique [77].

2.4.1 Diffusion Raman

Origine

La diffusion Raman se produit lorsque la lumière interagit avec les états quantifiés de vibration ou de rotation d'une molécule, qui représentent les différentes façons dont elles bougent (étirement, flexion, rotation). Au cours de cette interaction, le photon perd ou gagne de l'énergie dans la molécule et donc subit un décalage de fréquence. Effectivement, l'énergie d'un photon est déterminée par l'équation $E = h \times f$, où E est l'énergie du photon, h est la constante de Planck, et f est la fréquence [92]. La lumière diffusée a donc une fréquence plus élevée (diffusion Raman anti-Stokes) ou plus basse (diffusion Raman Stokes) que la lumière incidente (Figure 2.11). Cette différence dans la fréquence, appelée le décalage Raman, fournit des indices sur les niveaux d'énergie vibratoire de la molécule du matériau [77].

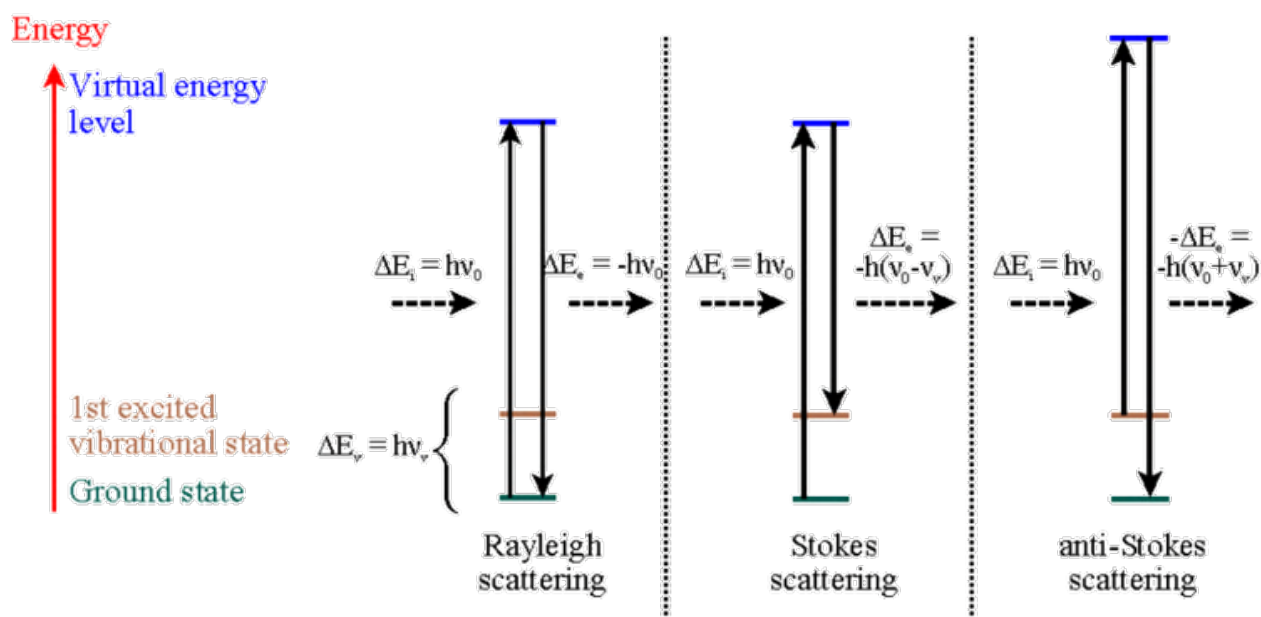


FIGURE 2.11 Schéma des diffusions Rayleigh et Raman (© Annabel, CC BY-SA 3.0, via Wikimedia Commons).

Principes de détection

L'analyse de la diffusion Raman peut fournir des informations sur les propriétés physiques d'une fibre optique. L'intensité de la diffusion Raman, notamment la composante anti-Stokes, est influencée par la température. En effet, à mesure que la température s'élève, les molécules

passent à des niveaux d'excitation plus élevés, et donc les probabilités de diffusion anti-Stokes augmentent. L'augmentation avec la température du nombre de modes vibratoires quantifiés (phonons) amplifie également la diffusion dans les solides. Par conséquent, en comparant les intensités des diffusions Stokes et anti-Stokes, on peut déterminer la température de la fibre à différents emplacements. [77, 93].

Avantages et limites

La diffusion Raman est particulièrement avantageuse pour la détection de la température en raison de sa capacité à fournir des mesures basées sur le changement de fréquence et d'intensité de la lumière diffusée. Aussi, la diffusion Raman, contrairement à d'autres techniques, est relativement insensible aux pertes causées par la courbure de la fibre [94]. Cependant, bien que la diffusion Raman puisse en théorie détecter la contrainte mécanique, elle y est moins sensible qu'aux changements de température [95].

2.4.2 Diffusion Brillouin

Origine

La diffusion Brillouin, distincte de la diffusion Raman, résulte de l'interaction entre la lumière et les ondes acoustiques qui se propagent dans un matériau, générées par les oscillations constantes de ses particules. Ces phonons échangent de l'énergie avec la lumière et donc entraînent un décalage de sa fréquence. Par conséquent, la diffusion Brillouin fournit des informations sur les propriétés acoustiques des matériaux, et donc sur leurs propriétés mécaniques [77].

Principes de détection

Lors de changements de température, la densité et le module d'élasticité d'un matériau, et donc la vitesse des phonons, varient. Ces changements se traduisent par un décalage mesurable de la fréquence Brillouin. De plus, l'application de contraintes mécaniques modifie la structure et la densité du matériau, occasionnant de façon similaire un décalage de la fréquence Brillouin. Ces relations entre la fréquence de Brillouin et la température ainsi que la déformation sont utilisées à des fins de détection de ces paramètres physiques [77, 96].

Avantages et limites

La diffusion Brillouin permet la mesure simultanée de la température et de la déformation. Sa sensibilité aiguë la rend idéale pour la détection précise des contraintes sur de longues distances. Cependant, cette sensibilité croisée requiert une analyse des données plus complexe par de l'équipement spécialisé, qui permet une analyse spectrale à haute résolution et qui peut donc s'avérer dispendieux, pour distinguer les deux phénomènes. Enfin, cette complexité supplémentaire ralentit le processus d'acquisition et de traitement des données [95,97].

2.4.3 Diffusion Rayleigh

Origine

La diffusion Rayleigh résulte des petites variations aléatoires de la densité et de la composition d'un milieu, qui affectent son indice de réfraction. Les molécules présentes dans le milieu sont réparties de manière inhomogène, notamment à cause de leurs différentes vitesses. Les légères variations dans la concentration moléculaire entraînent donc de petites fluctuations de l'indice de réfraction. La diffusion Rayleigh est la diffusion d'une partie de la lumière qui traverse le milieu dans diverses directions en raison de ces fluctuations [77].

Principes de détection

Les changements de température et la déformation des fibres optiques peuvent être mesurés via la diffusion Rayleigh, puisqu'ils occasionnent des changements de fréquence dans le spectre de la lumière rétrodiffusée. En effet, lorsqu'une fibre est comprimée ou étirée, les modifications dans sa structure, tant au niveau macroscopique que microscopique, entraînent un décalage de la fréquence de la lumière diffusée. L'expansion et la compression thermique de la fibre lors de changements de température, quant à elles, modifient la densité du matériau et, par conséquent, son indice de réfraction. Ces changements macroscopiques, accompagnés de changements au niveau de la structure moléculaire et électronique du matériau (voir la section 2.3 pour plus de détails), donnent lieu à des décalages du spectre de fréquence de la diffusion Rayleigh, qui peuvent être corrélés aux changements de température [77,98].

Avantages et limites

L'intensité du signal de la diffusion Rayleigh est nettement supérieure à celle des signaux des diffusions Raman et Brillouin, et offre donc un meilleur SNR. Toutefois, sa sensibilité aux variations de température et à la déformation est généralement plus faible. Pour mesurer

ces phénomènes physiques, il faut disposer d’une lecture initiale pour servir de référence aux mesures subséquentes [77, 99].

Techniques d’amélioration du signal

L’amplitude de la diffusion Rayleigh, et donc sa sensibilité aux changements de température et à la déformation, peut être accrue via diverses techniques. Une première technique consiste à exposer le coeur de la fibre optique aux UV, puisque, comme il a été mentionné dans la section 2.3, l’exposition UV modifie l’indice de réfraction de la fibre, et donc amplifie la diffusion Rayleigh (Figure 2.12a). Cependant, une exposition excessive peut endommager la fibre ou modifier ses propriétés de manière indésirable. Une deuxième technique consiste à doper de nanoparticules le coeur de la fibre pour modifier ses caractéristiques optiques (Figure 2.12b). Les nanoparticules agissent comme des centres de diffusion supplémentaires et donc amplifient la diffusion Rayleigh. Puisque le type de nanoparticules permet d’apporter des ajustements spécifiques aux propriétés de la fibre, cette approche est utile pour les conceptions personnalisées. Toutefois, l’intégration uniforme des nanoparticules peut s’avérer complexe, et elles peuvent possiblement entraîner des pertes optiques indésirables. Une troisième technique consiste à introduire des variations spécifiques de l’indice de réfraction, de manière similaire à un FBG, pour amplifier la diffusion Rayleigh. Cependant, cette approche requiert une procédure minutieuse de fabrication des réseaux pour éviter que les signaux diffusés n’interfèrent ou se chevauchent [100].

Un Random Optical Grating by Ultraviolet or ultrafast laser Exposure (ROGUE) est un type de FBG introduit par Monet et al. en 2019 [82]. Un ROGUE est inscrit dans une fibre optique par exposition UV avec un interféromètre de Talbot, et le motif du réseau est formé en utilisant un *dithering* aléatoire de la phase pendant la fabrication. Le ROGUE, étant essentiellement un réseau de Bragg, confine principalement l’énergie de la lumière réfléchie au coeur de la fibre optique et améliore donc considérablement la rétrodiffusion dans la fibre optique standard, avec un gain d’environ 50 dB, compensant ainsi les pertes d’insertion dans les systèmes de mesure optique typiques. Cette augmentation permet une mesure plus précise de la déformation et de la température, grâce à un rapport SNR plus élevé. La fabrication et les propriétés des ROGUE offrent des avantages par rapport aux fibres dopées aux nanoparticules.

Tout d’abord, un ROGUE se distingue des nanoparticules par sa capacité supérieure à rétrodiffuser la lumière. Effectivement, contrairement aux nanoparticules, dont la rétrodiffusion dépend de leur taille, forme et distribution dans la fibre, la structure d’un ROGUE est spécialement conçue pour maximiser la rétrodiffusion. La rétrodiffusion dans une fibre

dopée aux nanoparticules, étant moins maîtrisée qu’avec un ROGUE, s’avère donc moins performante. Un ROGUE, avec sa rétrodiffusion plus importante, offre un meilleur SNR et donc fournit une meilleure précision et fiabilité pour les applications de détection.

Ensuite, par sa rétrodiffusion plus efficace de la lumière, le ROGUE se distingue par des pertes d’insertion inférieures à celles d’une fibre dopée aux nanoparticules. En effet, l’ouverture numérique du coeur de la fibre capture et donc guide vers le système de détection qu’une fraction de la lumière diffusée dans toutes les directions (4π stéradians) par les nanoparticules. À l’opposé, un ROGUE diffuse principalement la lumière dans le mode guidé de la fibre, ce qui conserve la majeure partie de la lumière à l’intérieur du coeur. Par conséquent, un ROGUE est avantageux face à une fibre à nanoparticules puisque, pour une force de signal équivalente, les pertes lumineuses d’une fibre à nanoparticules sont beaucoup plus élevées et donc limitent la longueur de mesure effective par rapport à celle qu’on peut atteindre avec un ROGUE.

De plus, le contrôle sur le caractère aléatoire de la fabrication d’un ROGUE conduit à une amélioration uniforme de la rétrodiffusion. En contraste, la distribution inégale des nanoparticules dans la fibre optique peut entraîner des variations significatives dans l’amplitude de la rétrodiffusion. Une amplitude de rétrodiffusion uniforme est préférable lorsqu’on prend en considération la plage dynamique des interrogateurs OFDR. En effet, cette uniformité facilite la compatibilité des signaux avec la plage dynamique finie des interrogateurs et donc permet d’éviter la saturation du signal ou une détection inadéquate.

Pour finir, l’intégration de nanoparticules dans les fibres optiques est plus complexe et plus coûteuse que la fabrication des ROGUE, notamment en raison des processus de synthèse et d’incorporation qui requièrent de l’équipement spécialisé, ainsi que des mesures de contrôle de qualité.

Techniques de mesure

Diverses techniques peuvent être employées pour mesurer et interpréter la diffusion Rayleigh. Parmi celles-ci, on retrouve notamment l’OFDR et la réflectométrie optique en domaine temporel (OTDR), des méthodes interférométriques. L’OFDR interroge la fibre avec une source lumineuse à balayage de fréquence et analyse le spectre d’interférence entre la lumière rétrodiffusée et la lumière réfléchie par un bras de référence. Ce signal est ensuite examiné en fonction de la fréquence, et des transformations de Fourier mènent à sa représentation spatiale. Pour plus de détails sur les étapes de traitement de l’OFDR, voir la section 4.3.1 du chapitre 4. Les principaux avantages de l’OFDR sont sa résolution spatiale élevée, pouvant aller sous le millimètre, et sa capacité à fournir un profil continu de la fibre sur toute

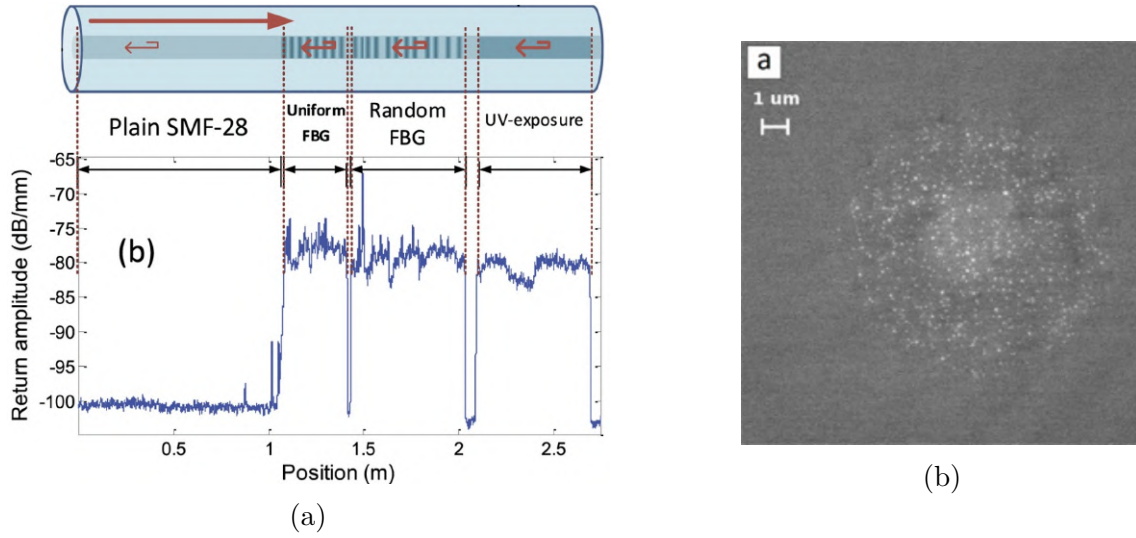


FIGURE 2.12 (a) Comparaison des signaux OFDR dans une fibre SMF-28 : FBG uniforme, aléatoire et exposition UV (© 2015 [11], licence CC BY 4.0). (b) Microscopie électronique à balayage d'une fibre dopée de nanoparticules (© 2019 Optica Publishing Group [12]).

sa longueur. Cependant, l'OFDR a une plage de mesure plus courte que l'OTDR et est plus sensible aux interférences externes [77].

La méthode OTDR, quant à elle, interroge la fibre avec de courtes impulsions lumineuses et analyse le signal d'interférence avec un bras de référence. Le temps qui s'écoule entre l'émission des impulsions lumineuses et l'interférence entre la lumière rétrodiffusée avec le bras de référence est mesuré et traduit en un emplacement spécifique sur la fibre. Les avantages de l'OTDR sont sa capacité à couvrir de longues distances et à localiser des événements particuliers, tels que des ruptures ou des courbures étroites. Cependant, sa résolution spatiale n'est pas aussi fine que celle de l'OFDR et cette méthode est sensible aux réflexions intenses, qui peuvent occasionner des zones mortes [77].

2.5 Reconstruction de forme

2.5.1 Approche mathématique

La reconstruction de forme basée sur l'emploi de chaînes de FBG est traditionnellement accomplie en calculant d'abord la déformation (ϵ) des fibres a , b et c à partir du décalage de longueur d'onde de chaque FBG avec l'équation 2.2, puis en résolvant le système d'équations non linéaires 2.3 avec la géométrie connue du capteur. Le système 2.3 est résolu pour chaque zone active afin de déterminer localement la courbure (κ) et l'orientation (α) du capteur,

ainsi que le biais de contrainte commun (ϵ_0).

$$\epsilon = \frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B(1 - p_e)} \quad (2.2)$$

$$\begin{aligned} \epsilon_a &= -\kappa r_a \sin(\alpha) + \epsilon_0 \\ \epsilon_b &= -\kappa r_b \sin(\alpha + \phi_a) + \epsilon_0 \\ \epsilon_c &= -\kappa r_c \sin(\alpha + \phi_a + \phi_b) + \epsilon_0 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Dans l'équation 2.2, λ_B est la longueur d'onde de Bragg et p_e désigne le coefficient photoélastique effectif. Ce coefficient, spécifique au matériau, reflète la variation de l'indice de réfraction de la fibre optique en réponse à sa déformation, intégrant à la fois l'impact photoélastique et les modifications géométriques qui en résultent. Dans l'équation 2.3, r et ϕ correspondent à la distance entre la fibre a , b ou c et l'axe neutre, et à sa position angulaire relative. Étant donné que le décalage de la longueur d'onde dans l'équation 2.2 dépend à la fois de la température et de la déformation, les effets de la température doivent être pris en considération. Une approche populaire consiste à inclure l'impact des variations de température dans le biais ϵ_0 , qui est soustrait en supposant que les différences de température entre les fibres sont négligeables. En corrélant la courbure avec la longueur de segment (relation typiquement linéaire) et en divisant le capteur en n segments, la courbure et sa direction peuvent être extrapolées pour chaque segment (équation 2.4). L'équation 2.5 permet de déterminer la pente ($\Delta\theta$) de chaque segment de longueur Δs à partir de sa courbure ou son rayon (ρ). La forme du capteur peut être reconstruite segment par segment à partir des coordonnées du début de chaque segment dans son système local :

$$\kappa = f(s), \alpha = g(s) \quad (2.4)$$

$$\Delta\theta_i = \frac{\Delta s}{\rho_i} = \kappa_i \Delta s \quad (2.5)$$

$$\begin{bmatrix} P_{i+1}^0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_i & P_i^0 \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_i^i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

où

$$R_i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

et

$$P_i^i = [\rho_i \sin(\Delta\theta_i), 0, -(\rho_i - \rho_i \cos(\Delta\theta_i))]^T \quad (2.8)$$

Dans les équations 2.6 et 2.8, P_i^i et P_i^0 correspondent à la position du bout du segment i dans son système de coordonnées local, calculée à partir de sa pente et son rayon de courbure, et dans le système de coordonnées global (0), respectivement. En utilisant les équations 2.6 à 2.8 pour tous les segments, on obtient la position de l'extrémité du capteur dans le système de coordonnées global (P_n^0). Dans le cas où le capteur n'est pas placé sur l'axe central de la forme à reconstruire, une transformation homogène incluant une rotation et une translation de la valeur du décalage du capteur est appliquée à toutes les valeurs P_i^i pour obtenir la position 3D de la ligne centrale [24].

La méthode OFDR pour la détection distribuée est décrite en détail au chapitre 4. Les décalages spectraux qu'elle renvoie pour tous les points distribués le long de la fibre sont proportionnels aux variations de température et à la déformation, comme décrits par l'équation 2.9, où K_T et K_ϵ sont des constantes de proportionnalité :

$$\Delta\lambda = K_T \Delta T + K_\epsilon \Delta\epsilon \quad (2.9)$$

Tout comme avec les chaînes de FBG, les effets de la température sont d'ordre général inclus dans le biais ϵ_0 et sont donc annulés par l'algorithme de reconstruction. La déformation est calculée dans tous les coeurs et pour chaque emplacement avec l'équation 2.9, ce qui permet ensuite de reconstruire la forme du capteur avec les équations 2.3 à 2.8, tout comme expliqué précédemment [44].

Maintenant que les nombreuses facettes des CFO ont été passées en revue, les sous-sections 2.5.2 et 2.5.3 donnent un aperçu des travaux sur les capteurs de forme réalisés dans les dernières années dans la littérature scientifique. Pour continuer sur les différents éléments méthodologiques qui ont été discutés dans ce chapitre, les choix conceptuels et d'approches de calibration, de reconstruction de forme et d'évaluation des performances par les auteurs sont identifiés et discutés. Des tableaux récapitulatifs (tableaux 2.1 et 2.3) incluant tous les résultats obtenus sont présentés.

2.5.2 Instruments médicaux flexibles

Capteurs distribués

Dans le domaine des capteurs distribués pour la reconstruction de forme d'instruments médicaux flexibles, les recherches récentes ont mis en avant des avancées significatives, en

particulier dans l'utilisation des MCF. En 2017, Westbrook et al. [13] ont présenté un capteur utilisant quatre des sept coeurs d'une MCF de 200 microns, dopée au Ge et revêtue d'acrylate transparent aux UV. Des FBG continus ont été inscrits par exposition UV à travers un masque de phase sur la fibre en translation, tout comme illustré à la Figure 2.13. Les signaux de rétrodiffusion, amplifiés de 18 dB en suivant cette méthode, ont été mesurés sur 20 cm par OFDR. La reconstruction de forme du capteur a été évaluée en l'enroulant autour de bobines de rayons spécifiques (4.5 cm, 7.62 cm et 14.6 cm), et les résultats obtenus ont correspondu étroitement aux dimensions réelles (4.44 cm, 7.73 cm et 14.6 cm). Le revêtement de la fibre, qui a été conservé pendant l'inscription des réseaux, lui a permis de conserver son intégrité, et l'arrangement hélicoïdal des coeurs a permis la détection de la torsion. Malgré ces avantages, le processus d'inscription des réseaux continus est complexe, le capteur doit être entretenu régulièrement et requiert une importante puissance de traitement de données, et une approche de compensation de la température doit encore être mise au point.

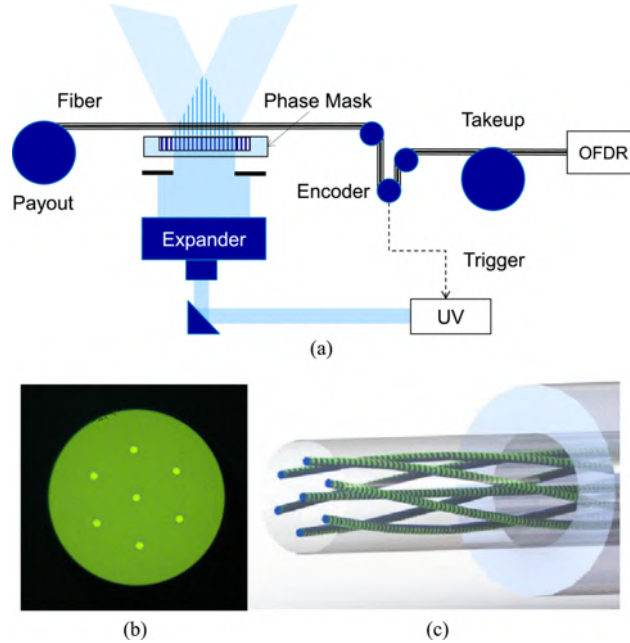


FIGURE 2.13 (Haut) Montage d'inscription UV du réseau continu. (Bas à gauche) Coupe transversale de la fibre MCF à 7 coeurs. (Bas à droite) Schéma de la fibre avec un revêtement transparent aux UV et des réseaux continus (© 2017 Optical Society of America [13]).

En poursuivant dans la même veine, Megens et al. (2021) [101] ont étudié le *Fiber Optic RealShape (FORS)*, un capteur distribué conçu pour les procédures intravasculaires. Ce capteur emploie une MCF à 4 coeurs avec une structure hélicoïdale et un revêtement de $190\ \mu\text{m}$. Il a été inséré dans le canal d'un fil-guide et ancré à sa base uniquement pour qu'il puisse tourner librement à l'intérieur et ainsi minimiser l'impact de la torsion et des contraintes

opérationnelles. La rétrodiffusion des coeurs de la fibre a été amplifiée en y inscrivant des réseaux continus. Les mesures de déformation ont été obtenues par OFDR à une résolution spatiale inférieure à $50\ \mu\text{m}$ et sur des longueurs de 50 cm et 1.8 m. La déformation commune à tous les coeurs a été soustraite pour annuler les effets de la déformation axiale et des changements de température. La reconstruction de forme a été évaluée en positionnant la pointe du fil-guide dans une grille cubique et en plaçant l'outil dans une rainure usinée dans une plaque de métal. Des précisions inférieures au millimètre et à 0.5 mm ont été obtenues en 3D et 2D, respectivement. Bien que la méthode permette le suivi 3D en temps réel et à haute résolution, la grande longueur du FORS le rend propice à la torsion, ce qui amplifie les erreurs mesurées à l'extrémité distale du fil-guide. De plus, la sensibilité aiguë du FORS entraîne un *jitter* en 3D, ce qui affecte la qualité du suivi et du retour d'information visuel.

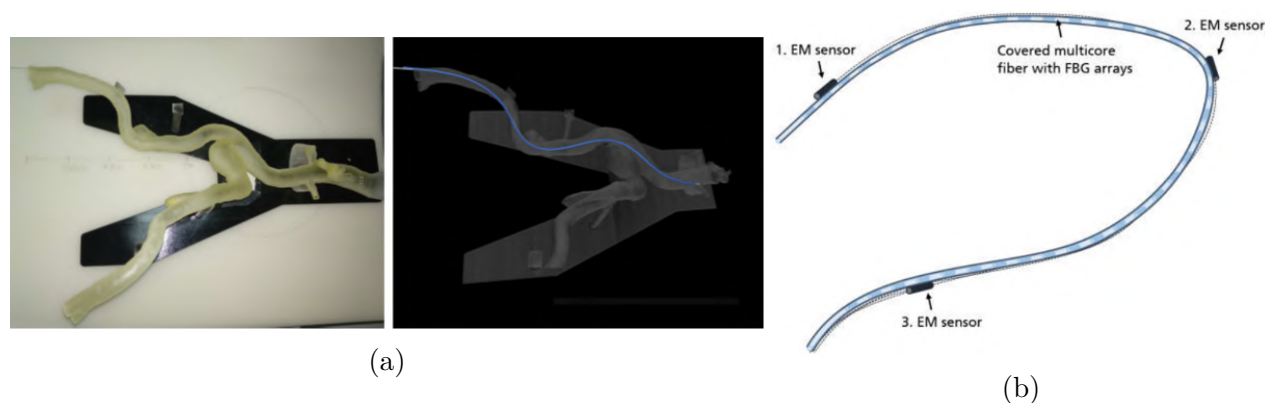
Les capteurs SCF ont également connu des développements notables. Dans l'étude de Parent et al. (2019) [102], faisant suite à leur étude de 2017 présentée dans la sous-section 2.5.3, un triplet de fibres optiques de $260\ \mu\text{m}$ de diamètre a été inséré et fixé à l'intérieur d'un cathéter de guidage intra-artériel. Les mesures de déformation par OFDR ont été obtenues sur 20 cm et avec une résolution spatiale de 0.6 mm, et ont été calibrées avec la courbure et la température dans un environnement contrôlé, en s'appuyant sur la théorie d'Euler-Bernoulli. La reconstruction de forme du cathéter a été évaluée dans des fantômes synthétiques et in vivo sur des porcs. Les formes de référence ont été obtenues par IRM et ont confirmé une erreur moyenne de $2.8 \pm 0.9\ \text{mm}$. La méthode de fabrication du capteur a permis de réduire les coûts et de simplifier l'assemblage, mais ce dernier est imprécis et complexifie l'étape de calibration, ce qui nuit dans l'ensemble à la performance du capteur. De plus, le collage des trois fibres n'est pas optimal en matière de durabilité, et la distance entre les coeurs demande un compromis entre précision et flexibilité. Enfin, le système d'acquisition (*Optical Backscatter Reflectometer (OBR)*) ne permet pas l'acquisition en temps réel et des trois fibres simultanément.

Capteurs discrets

Les capteurs discrets, quant à eux, offrent une alternative aux capteurs distribués avec leurs propres avantages et inconvénients. Dans le domaine des MCF, Jäckle et al. [14] ont présenté en 2019 un capteur discret pour la navigation endovasculaire à base d'une MCF à 7 coeurs et de $200\ \mu\text{m}$ de diamètre. À l'aide de 38 FBG de 5 mm, la déformation a été mesurée ponctuellement sur 38 cm dans certains des coeurs externes de la fibre. Le biais de température a été soustrait en assumant son uniformité à travers les coeurs, et la géométrie ainsi que les facteurs d'échelle de courbure ont été calibrés en contrôlant la flexion du capteur.

Le capteur a été inséré dans un tube métallique afin d'obtenir les formes de référence par tomodensitométrie, puis des expériences ont été réalisées sur des bancs d'essai ainsi qu'à l'intérieur d'un fantôme endovasculaire imprimé en 3D, que l'on peut voir à la Figure 2.14a. Selon la complexité de la forme, une erreur moyenne de 0.35 à 1.15 mm et maximale de 0.75 à 7.53 mm a été observée. En effet, le capteur est sensible à la torsion et l'effet des grandes courbures sur le coefficient photoélastique accentue les erreurs de reconstruction.

En 2020 [15], tout comme illustrés à la Figure 2.14b, ils ont utilisé des capteurs EM en tandem avec leur capteur discret inséré dans un cathéter pour améliorer la précision du suivi de forme. La MCF a été enveloppée dans un tube métallique de 400 μm de diamètre pour la validation par tomodensitométrie, puis le cathéter a été déformé selon des formes spécifiques sur une table de tomodensitométrie. Des erreurs moyennes entre 0.99 et 2.29 mm ainsi que des erreurs maximales atteignant 1.73 à 2.99 mm ont été obtenues. Cependant, l'emploi de capteurs EM compromet les performances de la méthode dans les environnements à interférences EM.



Dans le même ordre d'idées, Khan et al. [16] ont mis au point en 2019 un capteur discret utilisant une MCF à 4 coeurs perpendiculaires pour les instruments médicaux flexibles. Chaque coeur contenait six FBG de 10 mm, inscrits avec un laser à argon-ion à travers un masque de phase, pour une longueur de détection totale de 118 mm. Ils ont intégré quatre capteurs identiques dans les canaux des quatre segments d'un cathéter (Figure 2.15a) et les ont fixés à sa base. L'effet des variations de température a été soustrait en assumant qu'il était uniforme entre les coeurs. La reconstruction de forme du cathéter a été évaluée dans un fantôme 3D selon huit configurations à torsion minimale. Une erreur absolue maximale

de 1.05 mm et une erreur moyenne de 0.44 mm ont été obtenues.

En 2020 [103], ils ont amélioré leur design en employant quatre des sept coeurs d'une MCF de $195\ \mu\text{m}$ de diamètre. Huit FBG de 5 mm ont été inscrits dans chaque coeur à 14 mm d'intervalle avec la technique DTG, soit une longueur de détection totale de 103 mm. Encore une fois, quatre capteurs identiques ont été insérés dans les segments d'un cathéter et fixés en un point. Cette fois-ci, des évaluations statiques dans des modèles 3D et dynamiques dans l'air et la gélatine ont été réalisées, et la reconstruction de forme a été comparée aux données mesurées par des capteurs EM. Des erreurs moyennes sur la position de l'extrémité distale du cathéter inférieures à 4.69 mm ont été obtenues. Bien que l'utilisation de plusieurs MCF ait amélioré la précision et la fiabilité de la reconstruction de forme, la méthode cumule les erreurs d'intégration, est sujette à de possibles désalignements entre les FBG ou les fibres ainsi qu'à des erreurs dues aux fibres qui sont libres de bouger à l'intérieur du cathéter. Enfin, la redondance des capteurs complexifie l'assemblage et augmente les coûts du dispositif.

Dans une étude de 2020 par Al-Ahmad et al. [17], un capteur discret à des fins cardiovasculaires a été mis au point en utilisant quatre coeurs d'une MCF de 200 microns de diamètre. La déformation a été mesurée ponctuellement dans chaque coeur sur 170 mm à l'aide de 18 FBG. Comme illustré à la Figure 2.15b, le capteur a été inséré dans un cathéter d'ablation et fixé à l'aide d'époxy. Les changements de température ont été compensés en mesurant la longueur d'onde dans le coeur central puisque celui-ci n'est pas affecté par la flexion de la fibre. L'algorithme de reconstruction a été calibré pour la flexion et la torsion en utilisant des formes connues 3D. La reconstruction de forme a été évaluée en déformant le cathéter dans des rainures 2D et des tubes 3D. La position de l'extrémité distale du cathéter en 3D a été comparée à des mesures obtenues avec des capteurs EM. Une erreur moyenne de 0.70 mm et maximale de 2.52 mm, ainsi qu'une répétabilité de ± 0.82 mm ont été obtenues. La méthode est avantageuse puisqu'elle permet la mesure de la torsion, mais s'est avérée moins performante dans les scénarios de courbure aiguë (erreur allant jusqu'à 21.2 mm).

Pour conclure sur l'utilisation de MCF dans les capteurs discrets, Han et al. [104] ont conçu en 2023 un capteur discret de 140 mm pouvant être utilisé dans les instruments médicaux flexibles, tels que les cathéters et les fils-guides chirurgicaux. Quatre des sept coeurs d'une MCF de $245\ \mu\text{m}$ ont été utilisés pour la détection, où huit FBG de 10 mm et espacés de 20 mm ont été inscrits. Le capteur a d'abord été enveloppé dans une gaine de $900\ \mu\text{m}$, puis a été inséré dans un cathéter de 2.06 mm de diamètre et de 1 mètre de long. Le capteur a été fixé au cathéter en un point, à 2 cm des premiers FBG. La détermination de la courbure a été calibrée à l'aide d'un montage de plaques spécialisées, et les mesures de changements de la température par le coeur central ont été calibrées à différentes températures. La reconstruction de forme,

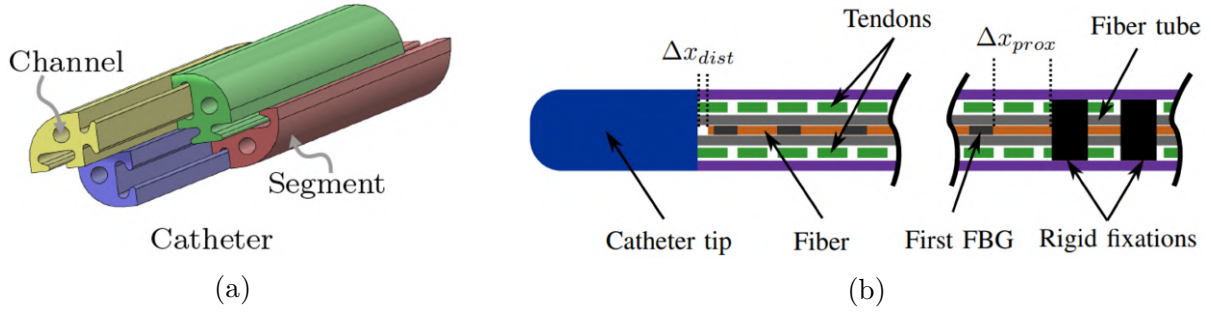


FIGURE 2.15 (a) Les quatre segments du cathéter et leurs canaux (© 2019 IEEE [16]). (b) Schéma du capteur intégré dans le cathéter (© 2020 IEEE [17]).

employant un réseau neuronal, a été évaluée sur 151 ensembles de données, sous des conditions de température et de courbure spécifiques. Des erreurs moyennes de 0.57 mm et 0.36 mm ainsi que des erreurs maximales de 1.33 mm et 0.96 mm ont été obtenues à température stable et variable, respectivement. Bien que la méthode élimine les erreurs liées aux variations de température, sa précision requiert un calibrage complexe et dépend grandement de la qualité de l'entraînement du réseau neuronal.

À présent, dans le domaine des capteurs SCF, Chen et al. (2020) [105] ont mis au point un capteur discret à partir de quatre fibres monomodes (SMF) dopées à l'erbium. Cinq FBG ont été inscrits dans chaque fibre à 90 mm d'intervalle sur 810 mm. Les fibres ont ensuite été fixées à l'aide d'époxy sur un fil de nickel-titane de 0.70 mm de diamètre. Afin de compenser l'effet de la température sur la reconstruction de forme, elle a été contrôlée et enregistrée pendant les expériences. La sensibilité du capteur à la courbure a été calibrée à l'aide d'un ajustement polynomial sur des données acquises avec des paramètres contrôlés. La reconstruction de forme a été évaluée en 2D sur du papier millimétrique et en 3D dans un cylindre, retournant des erreurs maximales de 2.74% et 3.43%, respectivement. La méthode a pour avantage d'être en temps réel, mais elle est sujette à des erreurs d'alignement durant l'assemblage, n'optimise pas le positionnement des FBG et est sensible à la torsion.

Plus tard, en 2022, Roodsari et al. [61] ont mis au point un capteur discret comprenant trois SMF revêtues d'acrylate fixées avec de la colle durcie à l'UV à intervalle de 120° sur un fil de nitinol de 0.75 mm de diamètre. Chaque fibre contenait quatre FBG espacés de 5 cm, couvrant une zone de détection de 20 cm. Les effets de la température ont été pris en considération en attendant que la température soit stable avant d'acquérir les données du capteur et en la mesurant à l'aide d'un thermocouple. Les décalages de Bragg en fonction de la courbure ont été calibrés en utilisant des gabarits 3D. La reconstruction de forme avec un ou plusieurs points d'inflexion a été évaluée à l'aide de modèles 3D, et des marqueurs ont

été ajoutés pour obtenir la forme de référence avec des caméras. Une erreur d'environ 1% a été obtenue à l'extrémité distale du capteur. Considérant que des fibres supplémentaires pourraient être intégrées dans le design pour améliorer sa précision et sa fiabilité, la méthode implique un compromis entre la précision et la flexibilité du dispositif.

Comparaison discret vs distribué

Pour conclure cette section sur les capteurs de forme pour les instruments médicaux flexibles, l'étude réalisée en 2020 par Monet et al. [18] a comparé deux capteurs, chacun doté de trois SMF : un capteur discret et un capteur distribué. Les signaux de rétrodiffusion des fibres du capteur distribué ont été amplifiés : chaque fibre a été chargée en deutérium pour accroître sa sensibilité aux UV, puis un *ROGUE* a été inscrit, employant une méthode basée sur un interféromètre de Talbot. En résumé, un masque de phase divise la lumière UV en deux faisceaux, et le motif d'interférence, au caractère aléatoire induit par un élément piézoélectrique, est placé sur les fibres dénudées et en translation. Ce processus a permis d'augmenter jusqu'à 50 dB la rétrodiffusion. Les fibres ont ensuite été assemblées en un triplet en les enrobant dans un polymère par une technique d'extrusion. Les trois fibres du capteur discret, quant à elles, possédaient trois FBG espacés de 10 mm et ont été collées avec de l'époxy dans des rainures découpées au laser sur un fil de nitinol de 500 μm de diamètre et positionnées à 120° les unes des autres. Tout comme illustré à la Figure 2.16, les deux capteurs ont été intégrés dans un manipulateur de 35 mm utilisé dans le cadre de chirurgies orthopédiques. La déformation dans le capteur distribué a été mesurée par OFDR avec une résolution spatiale de 0.65 mm. L'impact de la variation de la température sur la déformation a été soustrait en supposant qu'il était le même localement sur toutes les fibres. La géométrie transversale et longitudinale a été caractérisée par tomographie. La reconstruction de forme a été évaluée pendant la flexion en C, la navigation d'obstacles et la flexion en S, et validée à l'aide de caméras stéréo. Le capteur distribué s'est avéré plus précis, notamment dans la configuration en S, avec une précision inférieure au millimètre, alors que les erreurs du capteur discret ont atteint 3.40 mm. Le capteur distribué est donc avantageux pour sa plus grande précision, sa meilleure résolution spatiale et son processus de caractérisation qui permet de tenir compte de l'arrangement exact des fibres. Cependant, la méthode d'extrusion gagnerait à être optimisée pour améliorer le positionnement des fibres.

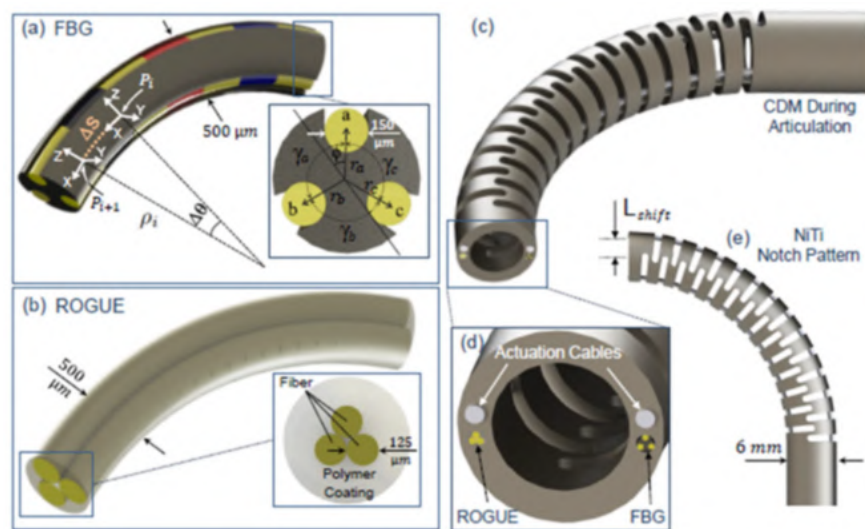


FIGURE 2.16 (Haut à gauche) Capteur discret avec trois zones de détection. (Bas à gauche) Capteur distribué ROGUE. (Haut à droite) Segment du manipulateur. (Bas à droite) Coupe transversale du manipulateur avec les capteurs (© 2020 IEEE [18]).

TABLEAU 2.1 Études récentes sur les capteurs pour les instruments médicaux flexibles

Auteurs	Année	Type	Composantes	Longueur	Erreur moyenne	Erreur maximale	Erreur à la pointe
Westbrook et al.	2017	Distribué	MCF	20 cm	0.0-1.44%		
Jäckle et al.	2019	Discret	MCF	38 cm	0.35-1.15 mm	0.75-7.53 mm	
Khan et al.	2019	Discret	MCF	11.8 cm	Max : 0.44 mm	1.05 mm	
Parent et al.	2019	Distribué	SCF	20 cm	2.8 ± 0.9 mm		
Al-Ahmad et al.	2020	Discret	MCF	17 cm			Moyenne : 0.70 mm (0.41%) ± 0.82 mm Maximale : 2.52 mm (1.48%)
Chen et al.	2020	Discret	SCF	81 cm		2D : 2.74% 3D : 3.43% 1.73-2.99 mm	
Jäckle et al.	2020	Discret	MCF	38 cm	0.99-2.29 mm		
Khan et al.	2020	Discret	MCF	10.3 cm			
Monet et al.	2020	Discret et distribué	SCF	35 mm		OFDR : < 1 mm FBG : ≤ 3.40 mm	< 4.69 mm OFDR : 0.32-0.45 mm FBG : 0.8-2.27 mm
Megens et al.	2021	Distribué	MCF	50 cm et 180 cm			2D : < 0.5 mm 3D : < 1 mm 1%
Roodsari et al.	2022	Discret	SCF	20 cm	0.57 mm (temp. const.)	1.33 mm (temp. const.)	
Han et al.	2023	Discret	MCF	14 cm	0.36 mm (temp. var.)	0.96 mm (temp. var.)	

2.5.3 Aiguilles chirurgicales

Capteurs distribués

Dans la littérature, de nombreux travaux portant sur l'intégration de capteurs distribués dans des aiguilles chirurgicales pour le suivi de forme pendant les procédures percutanées ont été accomplis. Tout d'abord, dans le domaine des capteurs SCF, Parent et al. [19] ont présenté en 2017 un capteur distribué fait à partir de trois SMF intégrées dans une aiguille chirurgicale 19G. Les signaux de rétrodiffusion des fibres ont été amplifiés de 37 dB : le revêtement de chaque fibre, chargée en deutérium, a été retiré pour ensuite inscrire un FBG *chirpé* continu par exposition UV avec un interféromètre de Talbot. Les mesures de déformation ont été obtenues par OFDR sur 15 cm et avec une résolution spatiale de 1 cm. Pour joindre les trois fibres en un triplet triangulaire, le montage illustré à la Figure 2.17 a été utilisé, où les fibres, enfilées à travers les trous dans les plaques, ont été collées avec de la colle durcie à l'UV. La géométrie transversale et longitudinale du triplet a été caractérisée en déformant l'aiguille selon une forme connue, puis en mesurant les variations sinusoïdales de la déformation pendant la rotation du capteur, fixé à la base de l'aiguille uniquement. Les effets de la température ont été soustraits en supposant leur uniformité à travers les trois fibres du capteur. La reconstruction de forme du capteur a été évaluée en utilisant un fantôme de déviation de la pointe de l'aiguille, qu'on peut voir à la Figure 2.17, et des moteurs de précision. Une précision de 0.6 ± 0.2 mm a été obtenue, soit une amélioration de 39% par rapport aux fibres non exposées aux UV.

Ensuite, en 2021, Amantayeva et al. [20] ont conçu un capteur distribué intégrant quatre SMF collées perpendiculairement les unes aux autres le long d'une aiguille péridurale 18G, comme illustré à la Figure 2.18. Le signal de rétrodiffusion de chaque fibre a été amplifié de 35 à 40 dB en dopant son coeur de nanoparticules de MgO. 36 points de mesure de la déformation ont été obtenus sur 7 cm par OFDR. Le biais de température a été soustrait en supposant qu'il affectait toutes les fibres de la même manière à un même emplacement. La reconstruction de forme a été évaluée en simulant des insertions épidurales dans un fantôme et en comparant avec la forme de référence obtenue en calculant la somme des angles de flexion projetés. Des erreurs moyennes avoisinant 1% ont été obtenues.

Similairement, en 2021, Issatayeva et al. [106] ont présenté un capteur distribué à base de quatre SMF dopées aux nanoparticules de MgO, entraînant en une amplification du signal de rétrodiffusion de 35 à 40 dB. Les fibres ont été collées perpendiculairement sur une aiguille chirurgicale 18G. La déformation a été mesurée par OFDR avec une résolution de 2 mm sur 7.4 cm, soit un total de 38 points. Le biais de température a été soustrait en supposant une

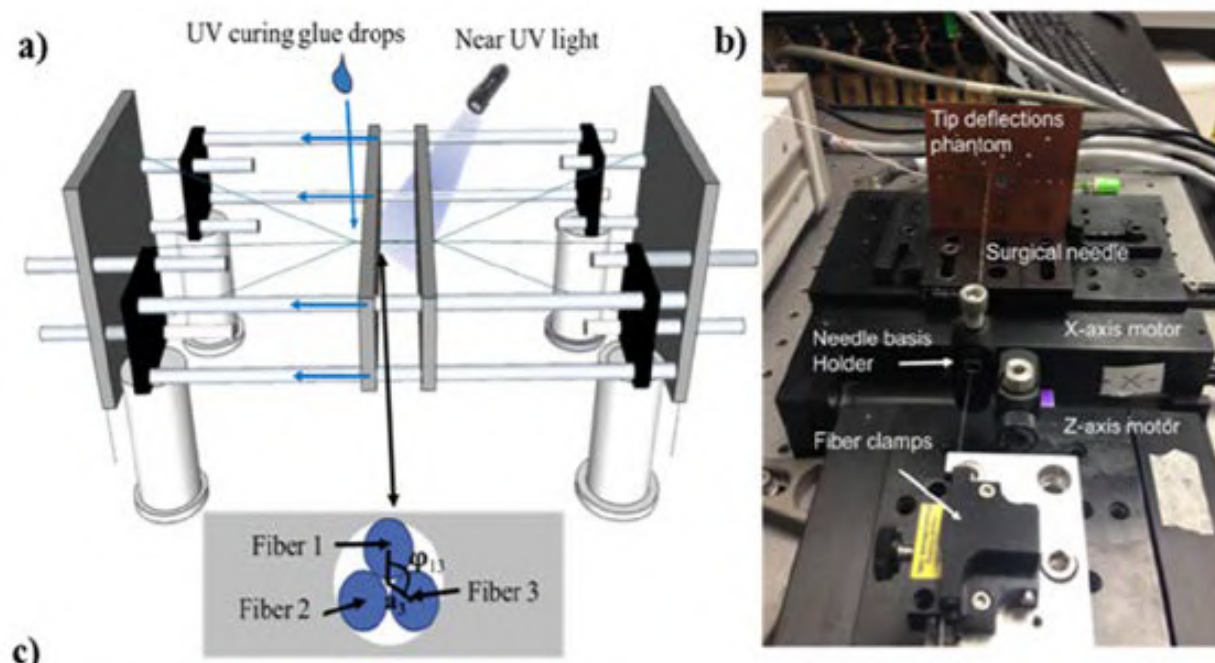


FIGURE 2.17 (Gauche) Schéma du montage pour assembler le triplet. (Droite) Montage expérimental de déflexion de l'aiguille (© 2017 Optical Society of America [19]).

réponse uniforme des fibres aux changements de température. L'aiguille a été calibrée, notamment pour compenser pour les effets de la colle, en la déformant et en photographiant sa forme pour déterminer ses coordonnées de référence avec un logiciel en ligne. La reconstruction de forme a été évaluée en déformant méthodiquement l'aiguille, donnant une précision de 90-92% pour des déviations de 0.1 à 1 cm. Les principales limitations de la méthode sont ses réglages qui nécessitent des recalibrages ainsi que les imprécisions de l'assemblage

Capteurs discrets

Plusieurs auteurs ont également étudié l'intégration de capteurs discrets dans des aiguilles chirurgicales. En 2021, Donder et al. [107] ont présenté un capteur discret utilisant quatre coeurs adjacents sur les sept d'une MCF de 0.195 mm de diamètre. Huit FBG de 5 mm, placés à 14 mm les uns des autres pour une longueur de détection de 103 mm, ont été inscrits dans les coeurs via DTG. Les variations de température et la déformation axiale ont été soustraites en supposant leur uniformité à travers les coeurs. Quatre fibres identiques ont été intégrées dans les lumières de 0.25 mm de diamètre d'une aiguille chirurgicale et fixées en un point par une pièce imprimée sur mesure en 3D. Quatre capteurs EM ont été ajoutés aux extrémités des segments de l'aiguille pour l'obtention de données de référence. Le coefficient

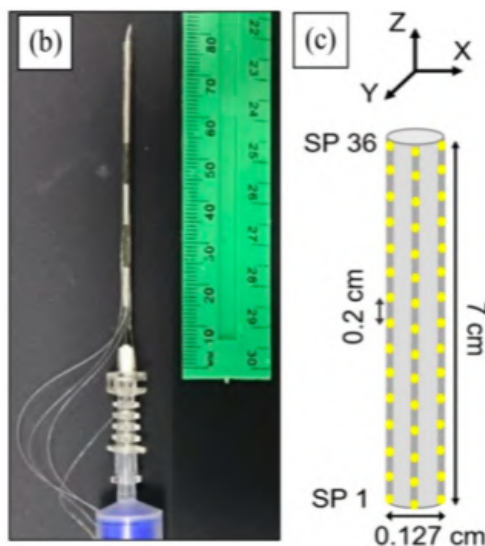


FIGURE 2.18 (Gauche) Vue du dessus et (droite) schéma des fibres sur l'aiguille (© 2021 [20], licence CC BY 4.0).

photoélastique et les mesures de longueur d'onde des FBG ont été calibrés en employant des modèles 2D. La reconstruction de forme en 3D a été évaluée en insérant l'aiguille sur 120 mm dans des tissus synthétiques en gélatine et un tissu cérébral. Une erreur moyenne de 2.87 mm et un écart type de 1.63 mm ont été obtenus. L'emploi de quatre capteurs a permis d'améliorer la précision et la fiabilité de la méthode, et cette dernière a été adaptée à divers tissus. Cependant, la méthode est sensible à la torsion ainsi qu'aux interactions entre l'aiguille et les tissus, et le placement des FBG et la fixation non optimale des capteurs sont des sources d'imprécisions.

Dans le domaine des capteurs SCF, Li et al. [21] ont présenté en 2023 un capteur discret comprenant trois SMF avec quatre FBG de 10 mm et espacés de 35 mm. Les fibres ont été fixées dans des rainures usinées par décharge électrique sur un fil de nitinol de 178 mm de longueur. Le fil de nitinol a été intégré à une aiguille chirurgicale et la reconstruction de sa forme a été évaluée en la déformant contre du papier graphique et en capturant sa forme de référence avec une caméra. Des erreurs moyennes axiale et latérale de 0.67 mm et 1.72 mm, respectivement, ont été obtenues à la pointe de l'aiguille. La structure en couches de l'aiguille, illustrée à la Figure 2.19a, permet au capteur de ne pas obstruer ses fonctions, et sa rigidité est optimale pour faciliter la navigation et le contrôle du bout de l'aiguille. Cependant, la méthode a échoué dans des scénarios plus complexes sur fantôme.

Également en 2023, Zhang et al. [22] ont mis au point un capteur discret composé de trois SMF fixées à l'aide d'époxy dans les rainures du stylet interne de 0.6 mm de diamètre

d'une aiguille. Cinq FBG de 10 mm et disposés à des intervalles de 35 mm sur 178 mm ont été inscrits dans les fibres via une technique de masque de phase. La Figure 2.19b montre l'aiguille et illustre le capteur. L'impact des changements de température a été compensé en supposant son uniformité à travers les fibres. Le capteur a été calibré pour minimiser l'erreur sur la position de la pointe de l'aiguille en utilisant un dispositif sur mesure et une plateforme à 2-Degrees of Freedom (*DoF*). La reconstruction de forme, incluant la flexion et la torsion, a été évaluée sur cette même plateforme et dans un tissu de porc ex vivo de 60 mm d'épaisseur. La position de référence de la pointe de l'aiguille a été obtenue avec une glissière à 3 axes. Des erreurs moyennes à la pointe allant de 0.30 mm à 0.38 mm dans les tests de flexion, de moins de 0.5 mm dans les tests de torsion de 25° ou moins, et de 0.39 mm dans les tests de ponction dans le tissu ex vivo ont été obtenues. La précision du capteur a diminué significativement à des angles de torsion plus élevés, et sa nature asynchrone a empêché son utilisation en temps réel.

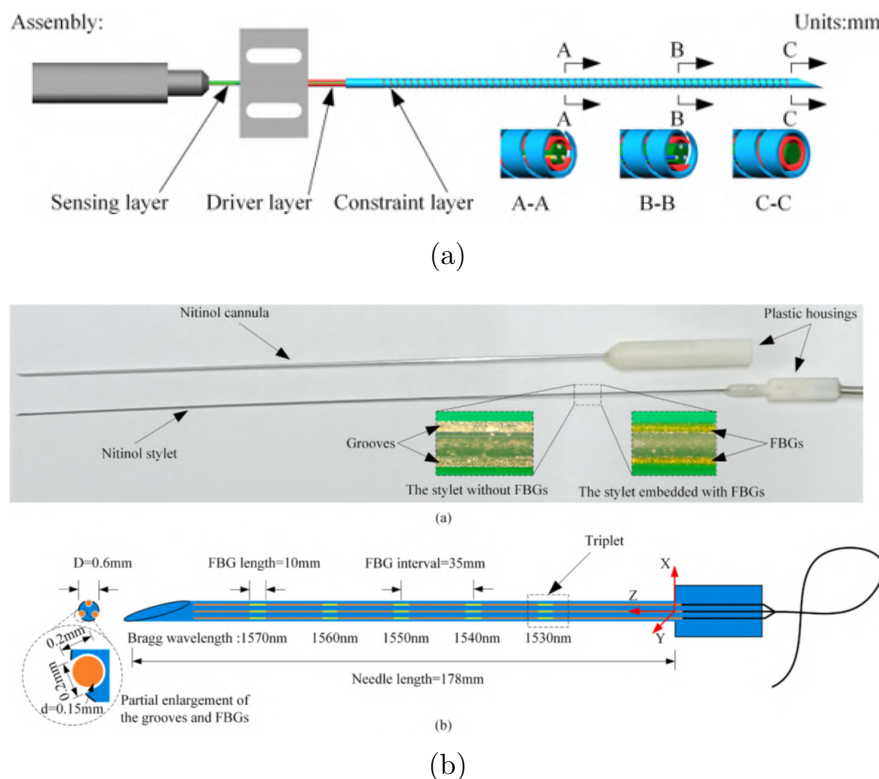


FIGURE 2.19 (a) Schéma de la structure à trois couches de l'aiguille (© 2023 Elsevier [21], reproduit avec permission). (b) Aiguille avec FBG intégrés : (Haut) Aiguille et stylet et (bas) schéma du capteur dans l'aiguille (© 2023 Elsevier [22], reproduit avec permission).

Comparaison de capteurs discrets

Pour conclure cette section sur les capteurs de forme pour les aiguilles chirurgicales, Lezcano et al. [23] ont comparé en 2023 deux capteurs discrets pour les interventions percutanées sur la prostate : un capteur SCF, employant trois SMF, et un capteur MCF, employant quatre de sept coeurs. Les fibres du capteur SCF ont été fixées à 120° d'intervalle sur un stylet en nitinol à l'aide d'une colle biocompatible. Le capteur MCF, d'un diamètre de 250 microns, a quant à lui été inséré dans un stylet creux. Les stylets ont ensuite été insérés dans des aiguilles 18G de 20 cm et compatibles avec l'IRM. Les deux capteurs comportaient quatre zones FBG près de la pointe de l'aiguille, à des intervalles de 11 mm, 20 mm et 35 mm, comme illustré à la Figure 2.20. Les effets de la température ont été annulés en supposant qu'ils étaient uniformes à travers les coeurs d'une même zone active. En déformant les aiguilles selon des angles et des courbures spécifiques dans un gabarit imprimé en 3D, la linéarité et la fiabilité des zones de détection ont été calibrées. La reconstruction de forme a été évaluée en insérant les aiguilles dans des tissus synthétiques en gel et dans un échantillon animal ex vivo à l'aide d'un robot 4-DoF contrôlé par *Robot Operating System (ROS)* 2. Les formes de référence ont été obtenues par vision stéréo dans le gel et par numérisation *Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)* dans le tissu animal. Le capteur SCF a atteint des précisions de 0.35 ± 0.13 mm et 0.64 ± 0.31 mm dans les tissus synthétiques et ex vivo, respectivement, tandis que le capteur MCF a atteint des précisions de 0.19 ± 0.09 mm et 1.33 ± 0.65 mm. Malgré que le capteur MCF soit plus facile à utiliser, plus durable et interchangeable, il est moins sensible et plus dispendieux, a un SNR plus bas et ses sept canaux disponibles sont sous-utilisés. À l'inverse, le capteur SCF offre une sensibilité accrue, mais nécessite un support sur mesure, une procédure de fixation complexe et un recalibrage régulier en raison de l'usure de l'adhésif.

En somme, les capteurs de forme pour les instruments médicaux flexibles, comme les cathéters, et pour les aiguilles chirurgicales ont connu des progrès en matière de précision, mais leur déploiement en milieu clinique est contraint notamment par des difficultés de fabrication, des exigences en matière d'entretien et des données erronées causées par une influence de la température et de la torsion. Les capteurs MCF offrent une conception simple et précise, mais à un coût plus élevé et une sensibilité réduite, tandis que les capteurs SCF, moins chers et plus sensibles, offrent généralement une conception moins durable et qui requiert une étape de calibration minutieuse. Bref, bien que prometteurs, les capteurs présentés dans la littérature doivent encore surmonter des contraintes significatives en termes de complexité technique, de performance en conditions cliniques réelles et de durabilité pour être pleinement efficaces.

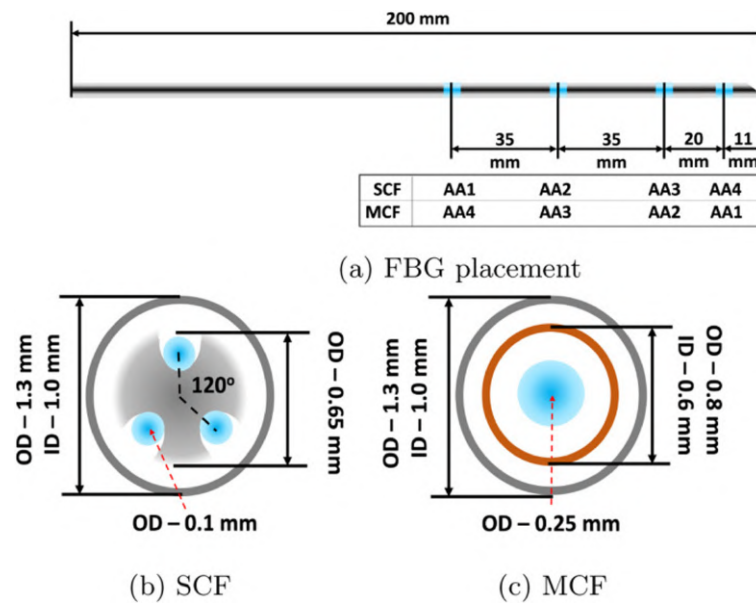


FIGURE 2.20 Configuration des deux capteurs dans les aiguilles : (a) Emplacements des FBG des deux capteurs et (b-c) coupes transversales des deux capteurs (© 2023 [23], licence CC BY-NC-ND 4.0).

TABLEAU 2.3 Études récentes sur les capteurs pour les aiguilles chirurgicales

Auteurs	Année	Type	Composantes	Longueur	Erreur moyenne	Erreur à la pointe
Parent et al. Amantayeva et al.	2017	Distribué	SCF	15 cm	0.6 ± 0.2 mm	
	2021	Distribué	SCF	7 cm	Autour de 0.7 mm (1%)	
Donder et al. Issatayeva et al.	2021	Discret	MCF	10.3 cm		2.87 ± 1.63 mm
	2021	Distribué	SCF	7.4 cm		Déviations de 0.1-0.5 cm : 0.1-0.5 mm Déviations de 0.6-1 cm : 0.48-0.8 mm
Lezcano et al.	2023	Discret	Un capteur MCF et un capteur SCF	20 cm	Fantôme : 0.35 ± 0.13 mm (SCF), 0.19 ± 0.09 mm (MCF) Tissu ex-vivo : 0.64 ± 0.31 mm (SCF), 1.33 ± 0.65 mm (MCF)	
Li et al.	2023	Discret	SCF	17.8 cm		Axiale : 0.67 mm Latérale : 1.72 mm Espace : 0.30-0.38 mm Tissus ex-vivo : 0.39 mm
Zhang et al.	2023	Discret	SCF	17.8 cm		

CHAPITRE 3 DÉMARCHE DU TRAVAIL DE RECHERCHE

3.1 Question de recherche et hypothèses

Dans le cadre de ce projet, on cherche à répondre à la question suivante : Dans quelle mesure la méthode de conception et l'utilisation d'un nouveau CFO employant l'OFDR améliorent-elles la précision du suivi de forme des instruments chirurgicaux utilisés lors des procédures minimalement invasives ? Pour répondre à cette question, on pose les hypothèses suivantes :

1. L'augmentation du signal de rétrodiffusion dans trois fibres optiques par l'inscription de FBG continus améliorera significativement la performance de détection de forme du capteur grâce à un meilleur SNR.
2. L'assemblage des fibres en un triplet triangulaire par une méthode d'extrusion optimisera les performances du capteur et facilitera son intégration dans divers instruments médicaux.
3. La calibration du capteur, adaptée à l'instrument médical dans lequel il est inséré, assurera une précision de reconstruction constante et fiable.
4. La technologie développée pourra atteindre une précision submillimétrique, ou d'environ 1% de la longueur de détection, dans divers scénarios expérimentaux.

3.2 Présentation des articles

Deux articles sont au cœur de ce mémoire. Le premier article, intitulé *Optical frequency domain reflectometry shape sensing using an extruded optical fiber triplet for intra-arterial guidance*, a été soumis le 3 octobre 2022 et publié le 21 décembre 2022 dans l'édition spéciale *Optical Sensors 2022* de la revue *Optics Express*. En tant que première auteure, j'ai joué un rôle central dans la réalisation du projet. Avec l'importante contribution des étudiants Anthony Roberge et Pierre Lorre, j'ai participé à la fabrication du capteur optique, que j'ai ensuite interfacé avec l'instrument de mesure en développant un logiciel de communication maison. Ensuite, j'ai mis au point l'approche de calibration du capteur et, avec l'aide de l'étudiant Frédéric Monet, réalisé les simulations de reconstruction de forme nécessaires à la validation de nos hypothèses. Pour finir, j'ai conçu et exécuté les expériences en laboratoire de reconstruction de forme, puis une fois les données recueillies, j'ai pris en charge leur traitement et leur analyse.

Le deuxième article, intitulé *Fully Distributed Shape Sensing of a Flexible Surgical Needle*

Using Optical Frequency Domain Reflectometry for Prostate Interventions, a été soumis le 15 octobre 2023 à l'édition 2024 de l'*IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2024)*. Similairement à l'article précédent, en plus d'avoir écrit l'article, j'ai intégré le capteur dans l'aiguille chirurgicale et j'ai développé l'approche d'acquisition et de traitement des données avec l'instrument de mesure à l'aide d'un logiciel maison. J'ai également mis au point l'approche de calibration et de validation de l'outil et, avec la contribution de l'étudiant Dimitri Lezcano, j'ai participé à la réalisation des expériences en laboratoire. Une fois les données optiques du capteur recueillies, j'ai procédé à leur traitement et à leur analyse.

Voici les références bibliographiques des deux articles :

1. Jacynthe Francoeur, Anthony Roberge, Pierre Lorre, Frédéric Monet, Cory Wright, Samuel Kadoury, and Raman Kashyap, "Optical frequency domain reflectometry shape sensing using an extruded optical fiber triplet for intra-arterial guidance," *Opt. Express* 31, 396-410 (2023)
2. Jacynthe Francoeur, Dimitri Lezcano, Yernar Zhetpissov, Raman Kashyap, Iulian Iordachita, and Samuel Kadoury, "Fully Distributed Shape Sensing of a Flexible Surgical Needle Using Optical Frequency Domain Reflectometry for Prostate Interventions," 2024 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Yokohama, Japan, 2024 (submitted)

Les sections qui suivent, correspondant aux sous-objectifs de recherche énumérés dans le chapitre 1, synthétisent la méthodologie suivie dans les deux articles, qui sont présentés aux chapitres 4 et 5. Plus de détails sont donnés dans les sections sur les méthodologies respectives des deux articles.

3.3 Sous-objectif 1 : Fabrication du capteur

La première étape du projet a été de fabriquer le capteur optique. Pour ce faire, des réseaux *chirpés* au profil aléatoire ont été inscrits sur 1.5 m par une technique d'inscription point-par-point au laser femtoseconde dans les coeurs de trois fibres optiques revêtues de polyimide pour amplifier leur signal de rétrodiffusion. Les trois fibres ont ensuite été assemblées en un triplet triangulaire par un processus d'extrusion dans un polymère, aboutissant à un capteur à configuration stable sur toute sa longueur. Le prototype résultant de ce processus de fabrication était flexible et robuste, résistant à de maintes manipulations pour la réalisation de toutes les expériences de ce projet de maîtrise. Avec son diamètre uniforme d'environ 600 μm , le capteur a, dans un premier temps, été inséré dans la lumière d'un cathéter et fixé à ses deux extrémités, et, dans un deuxième temps, dans le stylet interne d'une aiguille chirurgicale flexible. Les signaux des trois fibres insérées dans le cathéter ont été alignés en se fiant à un

pic de déformation induit par un fer à souder, alors qu'ils ont été alignés en se fiant aux chutes d'amplitude à l'extrémité coupée du capteur dans l'aiguille, correspondant au bout du stylet.

3.4 Sous-objectif 2 : Calibration du capteur

Les équations de reconstruction de forme requièrent de calibrer le capteur au préalable afin de cartographier ses paramètres géométriques, c.-à-d. la distance entre chaque fibre et l'axe neutre du capteur et leurs angles relatifs, sur toute la longueur de détection désirée. Dans le premier article, le capteur inséré dans le cathéter a été calibré en l'enroulant autour de bobines aux diamètres connus, puis en inversant les étapes de récupération de la courbure et de l'orientation (données par les équations 3.1 à 3.3) pour retrouver les valeurs de ϕ_1 (équation 4.2) et d'affiner la constante de déformation (K_ϵ dans l'équation 2.9). Considérant que le processus d'extrusion a maintenu relativement stable la configuration des trois fibres sur toute la longueur du capteur, les autres paramètres géométriques ont été assumés constants et estimés à partir de la coupe transversale du capteur. Les résultats de calibration ont été moyennés sur plusieurs acquisitions. La déformation en S du capteur a requis sa calibration au préalable dans la même configuration.

La calibration de l'aiguille chirurgicale, plus courte et plus rigide que le cathéter, a pu être plus exhaustive. En effet, tous les paramètres géométriques de l'aiguille ($r_1, r_2, r_3, \phi_1, \phi_{12}$ et ϕ_{23} dans l'équation 5.2) ont été caractérisés à travers la calibration pour avoir plus de précision sur leurs valeurs à chaque segment du capteur. La méthode suivie s'est inspirée de Roesthuis et al. [108], et a consisté à fléchir l'aiguille selon une courbure prédéterminée dans un gabarit 2D et à la tourner sur elle-même de manière à faire varier la contrainte mesurée par chaque fibre. Les trois courbes de la contrainte mesurée en fonction de l'angle de rotation de l'aiguille permettent de retrouver les paramètres géométriques des fibres à cet emplacement. En effet, d'après l'équation 5.2, l'amplitude et la phase de la courbe sinusoïdale de la déformation d'une fibre permet de retrouver les valeurs de sa distance par rapport à l'axe neutre et de sa position angulaire. La déformation maximale de la fibre se produit au moment où son plan longitudinal se trouve en position perpendiculaire par rapport à l'axe de flexion de l'aiguille. En tournant l'aiguille jusqu'à ce que l'une des autres fibres du capteur enregistre également une déformation maximale, ce qui se manifeste par un déphasage dans les courbes sinusoïdales, on peut précisément déterminer l'angle relatif entre ces deux fibres. La figure 3.1 illustre un exemple typique des trois courbes sinusoïdales obtenues en un point du capteur en suivant ces étapes.

Les différentes courbures de flexion de l'aiguille ont été divisées en deux ensembles : un

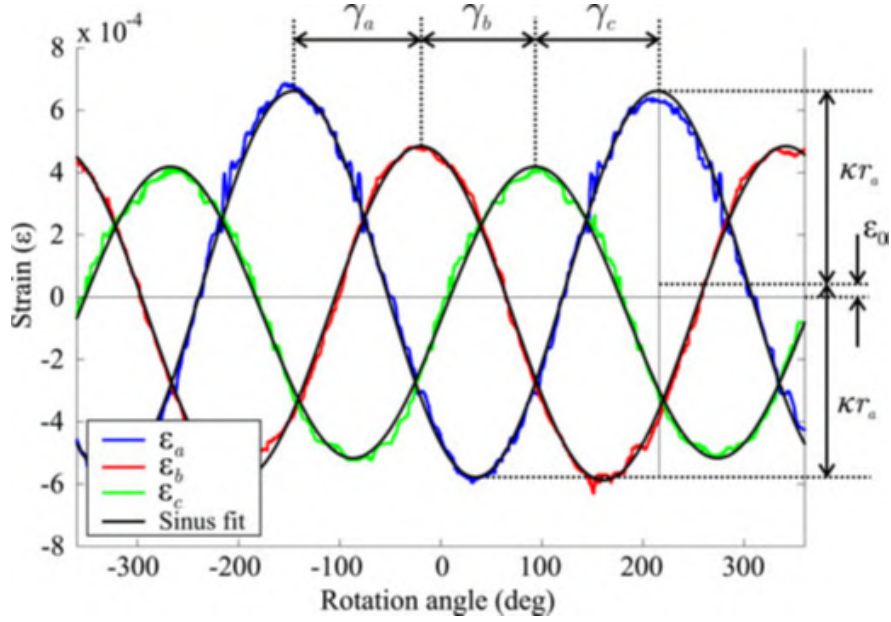


FIGURE 3.1 Exemple des trois courbes sinusoïdales obtenues en un point du capteur en suivant les étapes de calibration. La courbure κ est connue, et les positions des fibres (r_a , r_b et r_c) et leurs orientations (γ_a , γ_b et γ_c) sont retrouvées à partir des courbes (© 2014 IEEE [24]).

pour la calibration et un pour la validation. L'extrémité distale du capteur, correspondant au bout de l'aiguille, est sujette à des conditions frontières qui sont à l'origine d'une chute graduelle dans le signal de déformation, et ce malgré une flexion selon une courbure constante pendant la calibration. Pour retrouver les valeurs réelles des paramètres géométriques du capteur près de la pointe de l'aiguille ainsi que de récupérer les bonnes courbures, il a donc été nécessaire de développer une méthode de compensation basée sur une série d'étapes d'analyse des signaux de déformation.

Comme mentionné précédemment, sachant que les valeurs des paramètres géométriques sont relativement stables sur la longueur du capteur (à l'exception de ϕ_1), elles ont été initialement approximées par des constantes en utilisant les courbes sinusoïdales de la déformation des trois fibres en milieu d'aiguille, puis moyennées à travers toutes les acquisitions de calibration. Ensuite, les valeurs de ϕ_1 ont été calculées avec l'équation 3.2, en substituant α par les valeurs expérimentales d'orientation de l'aiguille, puis les courbures ont été calculées avec l'équation 3.3. Les valeurs calculées de la courbure ont été comparées aux valeurs réelles pour toutes les courbures de calibration. Le ratio entre le vecteur de courbures expérimentales et le vecteur de courbures réelles a été calculé et moyenné pour toutes les acquisitions de l'aiguille fléchie selon une même courbure.

Des courbes exponentielles de base 2 et des courbes polynomiales de troisième degré ont été ajustées aux ratios des plus petites et plus grandes courbures, respectivement, puisqu'elles offraient des coefficients de détermination optimaux. Ces fonctions sont toutes deux décrites par quatre coefficients (p_1 à p_4 dans la figure 5.2), dont les valeurs en fonction de la courbure ont également été ajustées avec des polynômes du troisième degré. En ayant quantifié les coefficients des ratios en fonction de la courbure de l'aiguille, la chute de la déformation en bout d'aiguille a pu être corrigée pour les acquisitions de calibration, et les valeurs des paramètres géométriques à chaque segment du capteur ont pu être calculées en suivant la méthode décrite précédemment.

Pour valider la calibration des paramètres géométriques ainsi que l'approche de compensation de la chute de la déformation en bout d'aiguille, les formes de calibration et de validation ont été reconstruites et comparées aux formes attendues. Les erreurs de courbure observées à proximité de la pointe du capteur ont été corrigées en extrapolant les ajustements nécessaires à partir de la courbure mesurée à la base de l'aiguille, en s'appuyant sur la quantification réalisée pendant la calibration. L'impact de la résolution spatiale sur la récupération des formes a également été évalué pour des valeurs entre 1 mm et 1 cm.

3.5 Sous-objectif 3 : Reconstruction de forme

3.5.1 Acquisition des données

La technique OFDR est utilisée avec le capteur optique pour obtenir des mesures distribuées de la déformation, tout comme décrite par Froggatt et al. [44]. Dans le premier article, les données ont principalement été acquises de façon asynchrone afin d'évaluer les erreurs de reconstruction. Quelques expériences ont également été accomplies en temps réel à l'aide d'un interrogateur avec plusieurs canaux et un logiciel LabVIEW dédié. Dans le second article, la qualité des reconstructions a été évaluée en post-traitement, une fois toutes les données spectrales acquises. Les calculs de reconstruction de forme ont été réalisés dans MATLAB. Le modèle géométrique de reconstruction de forme utilisé est celui décrit par les équations 2.3 à 2.8. Plus précisément, pour retrouver les valeurs de la courbure (κ) et de l'orientation (α) de chaque segment du capteur, la procédure montrée aux équations 3.1 à 3.3 a été appliquée. On résout 3.2 pour trouver la valeur de α , puis on retrouve κ en substituant dans ϵ_{ij} (par exemple l'équation 3.3).

$$\begin{aligned}
\epsilon_{ab} &= \epsilon_a - \epsilon_b = -\kappa r_a \sin(\alpha) + \epsilon_0 - (-\kappa r_b \sin(\alpha + \phi_a) + \epsilon_0) = \kappa(r_b \sin(\alpha + \phi_a) - r_a \sin(\alpha)) \\
\epsilon_{ac} &= \epsilon_a - \epsilon_c = \kappa(r_c \sin(\alpha + \phi_a + \phi_b) - r_a \sin(\alpha)) \\
\epsilon_{bc} &= \epsilon_b - \epsilon_c = \kappa(r_c \sin(\alpha + \phi_a + \phi_b) - r_b \sin(\alpha + \phi_a))
\end{aligned} \tag{3.1}$$

$$\begin{aligned}
\epsilon_{ab}\kappa(r_c \sin(\alpha + \phi_a + \phi_b) - r_a \sin(\alpha)) &= \epsilon_{ac}\kappa(r_b \sin(\alpha + \phi_a) - r_a \sin(\alpha)) \\
0 &= \epsilon_{ab}(r_c \sin(\alpha + \phi_a + \phi_b) - r_a \sin(\alpha)) - \epsilon_{ac}(r_b \sin(\alpha + \phi_a) - r_a \sin(\alpha))
\end{aligned} \tag{3.2}$$

$$\kappa = \frac{\epsilon_{ab}}{r_b \sin(\alpha + \phi_a) - r_a \sin(\alpha)} \tag{3.3}$$

Compte tenu de la sensibilité de l'OFDR à la température et à la déformation axiale, nous avons supposé que les trois fibres du triplet, en raison de leur proximité, ont été soumises localement aux mêmes variations de température et aux mêmes contraintes axiales. Ainsi, leurs effets, inclus dans le décalage de déformation ϵ_0 , ont été annulés dans l'équation 3.1.

3.5.2 Simulations

Des simulations de reconstruction de forme dans le premier papier ont permis d'évaluer l'impact de la longueur de reconstruction, du niveau de bruit, de la résolution spatiale et de la complexité de la forme sur la précision de la reconstruction. La moyenne des résultats a été calculée sur 50 simulations pour chaque paramètre. Les étapes de simulation ont généré une forme aléatoire, qui a ensuite été échantillonnée et bruitée pour imiter les conditions expérimentales réelles. La forme reconstruite a été comparée à l'originale. L'effet de la complexité de la forme sur l'erreur et l'influence de la longueur et de la résolution spatiale sur la vitesse de traitement ont également été examinés.

3.5.3 Expériences en laboratoire

Dans le premier article, après avoir calibré le capteur, la reconstruction de forme du cathéter a été évaluée en 2D à l'aide de fonctions mathématiques imprimées sur du papier millimétrique : une courbe exponentielle, une courbe sinusoïdale et une courbe demi-sinusoïdale. La reconstruction de la courbe demi-sinusoïdale a été également évaluée en 3D en l'enroulant autour d'un cylindre. Pour optimiser la précision, des précautions ont été prises pour minimiser la torsion du capteur. Les coordonnées obtenues ont été comparées à celles des fonctions mathématiques afin de calculer la distance euclidienne moyenne. Le suivi de forme en temps

réel a également été expérimenté dans les branches d'un modèle 3D de poumon.

Dans le deuxième article, après avoir calibré l'aiguille, la reconstruction de sa forme 3D après l'avoir insérée sur 120 mm dans des tissus synthétiques et un tissu animal ex vivo (échantillon bovin) a été évaluée. Les formes reconstruites ont été comparées à des formes de référence obtenues par stéréovision dans les tissus de gélatine, et par CBCT dans le tissu animal. Les fantômes de gélatine ont simulé différents niveaux de rigidité des tissus : un gel souple, un gel rigide et un gel à deux couches, une souple et une rigide. L'aiguille a été insérée dans les tissus à l'aide d'un robot à 4-DoF, contrôlé par ROS2. Une douzaine d'insertions ont été réalisées dans chaque tissu. Les formes reconstruites ont été alignées aux formes de référence en utilisant la pointe de l'aiguille comme point de référence.

CHAPITRE 4 ARTICLE 1 : OPTICAL FREQUENCY DOMAIN REFLECTOMETRY SHAPE SENSING USING AN EXTRUDED OPTICAL FIBER TRIPLET FOR INTRA-ARTERIAL GUIDANCE

Jacynthe Francoeur,^{1,*} Anthony Roberge,² Pierre Lorre,² Frédéric Monet,² Cory Wright,³ Samuel Kadoury,⁴ and Raman Kashyap^{1,2} (*Optics Express*, published on December 21st, 2022)

¹Department of Electrical Engineering, École Polytechnique Montréal, 2500 Chem. de Polytechnique, Montréal, Qc H3T 1J4, Canada

²Department of Physics Engineering, École Polytechnique Montréal, 2500 Chem. de Polytechnique, Montréal, Qc H3T 1J4, Canada

³Research and Development, Boston Scientific, 4100 Hamline Ave N, Arden Hills, MN 55112, USA

⁴Department of Computer and Software Engineering, École Polytechnique Montréal, 2500 Chem. de Polytechnique, Montréal, Qc H3T 1J4, Canada

*jacynthe.francoeur@polymtl.ca

4.1 Abstract

Intra-arterial catheter guidance is instrumental to the success of minimally invasive procedures, such as percutaneous transluminal angioplasty. However, traditional device tracking methods, such as electromagnetic or infrared sensors, exhibits drawbacks such as magnetic interference or line of sight requirements. In this work, shape sensing of bends of different curvatures and lengths is demonstrated both asynchronously and in real-time using optical frequency domain reflectometry (OFDR) with a polymer extruded optical fiber triplet with enhanced backscattering properties. Simulations on digital phantoms showed that reconstruction accuracy is of the order of the interrogator's spatial resolution (millimeters) with sensing lengths of less than 1 m and a high SNR.

4.2 Introduction

In the field of interventional medicine, shape and position tracking of medical instruments, such as needles, catheters and endoscopes, plays an important role for guidance inside the human body during minimally invasive procedures that impacts their success. For this purpose,

optical fiber shape sensors have received increased interest over the past years for the numerous advantages they offer over other current approaches. For example, fluoroscopy, a widely used X-ray imaging technique for real-time monitoring of surgical instruments, presents drawbacks such as a high cost, bulkiness, a low-speed data acquisition and a concerning patient exposure to radiation [37]. In addition to this, electromagnetic tracking is often sensitive to metallic environments such as in the operating room, making it unusable when sensors are near critical equipment. Optical fiber shape sensors are a competitive alternative to traditional device tracking methods as such since they offer advantages compatible with the essential features required for minimal invasive surgery: intrinsic safety, biocompatibility, embedding capability, flexibility, compactness, light weight and small dimensions [43]. An immunity from electromagnetic interference and a multiplexing capability are other notable advantages of this technology, since it means the sensors may be simultaneously used with magnetic resonance imaging (MRI) [109], and require a single remote interrogation unit [37].

Fiber optic shape sensors are fabricated using either optical multicore fibers or multiple optical single-core fibers. The second alternative offers a wider range of usable optical fibers than the first one and provides higher strain sensitivity thanks to larger spacing of the fiber cores (see Eq. 4.2 and Fig. A.1 in Annexe A) [110], but often requires complex and costly assembly [37]. The sensor's three-dimensional shape is reconstructed by extracting curvature amplitude and orientation from measuring and comparing the local longitudinal strain in each core along the entire length of the sensor. Beam theory indicates that three distinct strain measurement points, each measured by a different fiber, are sufficient to reconstruct the sensor's 3D shape [109]. Strain can be sensed using different approaches, the most popular being fiber Bragg gratings (FBGs) [111], and Rayleigh scatter [44]. An FBG is a periodic variation in the refractive index of the core of an optical fiber resulting from its exposure to laser radiation in the UV wavelengths or with femtoseconds pulses [85]. The resulting grating structure acts as a wavelength selective mirror for light propagating through the fiber. The reflected wavelength, or Bragg wavelength, is directly proportional to the grating period, which changes when the fiber undergoes mechanical or temperature related stress. Therefore, strain can be measured by tracking the shift of the Bragg wavelength peak. Although FBGs provide a high signal to noise ratio and thus a high strain sensing accuracy, the number of sensing points along the fiber is limited to avoid hindering device efficiency. Therefore a spatial interpolation is required to approximate the strain between sensing points, potentially missing critical variations [112]. Rayleigh scatter originates from inhomogeneities in the refractive index of the fiber core, whose positions change under stress and lead to a shift in the reflection spectrum of the fiber. However, the strength of the Rayleigh signal of standard optical fiber is very weak, resulting in a poor SNR, but can be enhanced, namely

by ultraviolet laser exposition [11], nanoparticle-doping [12], or the addition of a continuous uniform [13, 113] or random [82] grating. Optical frequency domain reflectometry (OFDR) is a method that interrogates an optical fiber with a frequency swept laser and converts its frequency response into the time/spatial domain by Fourier transform of the backscattered signal arising from any of the afore mentioned scatter enhancement schemes. OFDR enables fully distributed strain sensing along the entire length of the sensor at a fast acquisition speed and with spatial resolutions in the order of millimeters [44].

Surgical equipment navigation has been investigated with fiber optic shape sensors of different features, length (generally from a few centimeters to tens of centimeter) and interrogation approach [37]. This technology finds applications in numerous medical fields, such as ophthalmic [12], colonoscopic [16], and endovascular [14, 102] interventions as well as biopsies [114]. For example, a 118 mm long sensor of multicore fibers embedded with FBGs for flexible medical instruments shape sensing purposes was designed by Khan et al. and reached a maximum reconstruction error of 1.05 mm and a maximum mean error of 0.44 mm [16]. Jäckle et al. presented an FBG-based shape sensing approach using a 38 cm long multicore fiber and reached an average error of 0.35–1.15 mm and a maximal error of 0.75–7.53 mm depending on reconstructed shape complexity [14]. A 115 mm long multiple single-core fibers shape sensor containing FBGs was developed by Moon et al. for minimally invasive procedures and reconstructed shapes with a 3.74 Hz refresh rate and with a tip position error of 1.50% of the total sensing length [115]. Westbrook et al. inscribed a continuous chirped FBG in a multicore optical fiber and reconstructed 2D circular shapes over 20 cm using OFDR with an average curvature radius error between 0 mm and 1.1 mm [13]. A distributed shape-sensing device for epidural needle guidance based on OFDR and multiple single-core nanoparticle-doped fibers was assessed by Amantayeva et al. and returned results with errors of $\sim 1\%$ over 7 cm [20]. Megens et al. studied the shape sensing accuracy of Philips Fiber Optic RealShape (FORS) system, a thin multicore fiber inscribed with uniform FBGs, when used within and without a guidewire for 2D and 3D shapes over sensing lengths of 0.5 m to 1.8 m [101]. With a spatial resolution of less than $50\ \mu\text{m}$, they demonstrated sub-millimeter shape sensing accuracy, and Herwaarden et al. demonstrated the practicability of the device for endovascular navigation in a human clinical study [116]. Finally, we previously demonstrated a distributed shape tracking system based on OFDR and UV-exposed fibers for intra-arterial guidance that yielded mean errors of $2.8 \pm 0.9\ \text{mm}$ over a 20 cm catheter length [102]. Although the characteristics of fiber optic shape sensors for medical applications and their accuracy assessment are extremely variable, the shape sensing accuracy in literature is usually of the millimeter order ($\sim 1\%$ of the total sensing length).

In this context, we present in this work an OFDR grating-based fiber optic shape sensor

which can serve as a medical tool for long surgical instruments such as catheters. The shape sensor is composed of three polyimide coated SMF28 equivalent fibers in equilateral cross-sectional arrangement following an extrusion process into a polyethylene and polypropylene copolymer [27]. Using multiple fibers in the triplet has the principal advantage over multi-core fibers of allowing the relative positions of the fiber cores to be controlled at the polymer extrusion stage to tailor the fiber’s sensitivity to bending for the intended application. The backscatter power in each fiber contained in the triplet is enhanced by inscribing randomly chirped FBGs through the polyimide coating using a femtosecond laser plane-by-plane direct-writing scheme [85]. With this device, shape sensing of bends of different curvatures and lengths is investigated and demonstrated in both 2D and 3D, in post-processing and in real-time with a minimal refresh rate of 7 Hz.

Advancements with respect to the previous work presented in [19] were made in terms of sensor fabrication, assembly and calibration and more complex shapes were reconstructed over longer sensing lengths (30-40cm instead of 10-20cm) and tested in real-time. First, gratings were inscribed directly in polyimide coated fibers using a femtosecond laser writing process instead of using UV exposure that requires the removal of the polymer coating, rendering the bare fibre to become fragile and prone to breaking. Polyimide’s high melting temperature ensured the integrity of the fiber coating during the extrusion process. Next, the three fibers were bonded through a polymer extrusion process instead of using UV curing glue, which resulted in a completely flexible and robust sensor with a uniform outer diameter. This method allows longer samples to be assembled and stable equilateral arrangement of the fibers along the entire sensor’s length, which leads to calibration with fewer steps. There is indeed no need to rotate the sensor around its axis to measure and evaluate the phase difference between sinusoidal strain variations of the three fibers, as presented in [19]. This also means that calibration can be more easily performed over long lengths.

4.3 Methods

4.3.1 Shape sensing principle

The strain measurements used for the shape reconstruction of the sensor were performed by OFDR, as described by Froggatt et al. [44]. An Optical Vector Analyzer (OVA 5000, Luna©) was used for the asynchronous shape reconstruction of the sensor (processing and assessment of the strain data from the reference and the sample not performed at the same time as their acquisition) at a spatial resolution of 1.6 mm. The OFDR data processing up to the cross-correlation between the sample and reference spectra was performed by the

OVA interrogator. As for real-time shape tracking of the triplet, a fiber optic sensing unit (Sensuron Summit, TSSC©) was used, with a spatial resolution of 3.2 mm and a 30 Hz acquisition rate. With the OVA, measurements with much smaller spatial resolution (min. 20 μm (OVA) versus 1.6 mm (Summit)) can be obtained; however, the Summit exhibits strain signals with a smaller noise amplitude (~ 10 μstrain (Summit) versus ~ 30 μstrain (OVA)), and is capable of real-time measurements (~ 30 Hz (Summit) versus 1 Hz (OVA)) on all three fibers at the same time without the need of additional hardware (4 channels (Summit) versus 1 channel (OVA)) and may be used with longer sensing lengths (max. 13 m (Summit) versus 64 cm (OVA))).

OFDR is an interferometric technique that performs strain measurements as follows. A tunable laser source interrogates the fiber across a bandwidth $\Delta\lambda$ and the backscatter signal is detected in the frequency domain. The signal is transferred to the spatial domain by a Fourier transform to evaluate reflectivity as a function of position along the fiber. The spatial resolution of the system is determined by the gauge length Δx , which defines the section of the signal centered at the sensing point (or “strain gauge”) x_i across which an inverse Fourier transform is performed to return it to the spectral domain. Then, the frequency response of the sample under strain is cross correlated with a reference (unstrained) measurement taken separately, before taking the sample measurement, resulting in a peak whose position gives the spectral shift for the sensing point x_i . Since this shift is proportional to both temperature and strain changes between the reference and the sample measurements, local strain/temperature can be determined using Eq. 4.1, where λ_B is the local Bragg wavelength and κ_ε and κ_T are strain (ε) and temperature (T) constants [112]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \kappa_\varepsilon\Delta\varepsilon + \kappa_T\Delta T \quad (4.1)$$

This operation is repeated for all sensing points in the sensor, resulting in distributed strain measurements. Fig. 4.1 depicts the working principle of OFDR. Although enabling distributed sensing with fiber optic sensors, OFDR involves trade-offs with regard to sensing range, spatial resolution, acquisition speed and sensitivity [117, 118]. For a given frequency sweep range, the sweep period restricts the maximum range achievable in order to be able to discriminate the backscatter signals coming from different sweep periods during acquisition. This issue leads to a trade-off between sensing range and spatial resolution, since a better spatial resolution comes from higher sweep repetition rate, but the latter decreases the sweep period and thus shortens the maximum range. Moreover, at one point in the OFDR pipeline, the signals in the spatial domain are scanned by a sliding window, whose length defines the spatial resolution. The length of the sliding window involves a trade-off between spatial

resolution and sensitivity, since increasing the size of the sliding window worsens the spatial resolution but improves sensitivity by processing more data points. Finally, acquisition time with OFDR approximately equals the sweep period. Therefore, reducing its frequency sweep range shortens acquisition time, but also leads to a narrower strain measurement range.

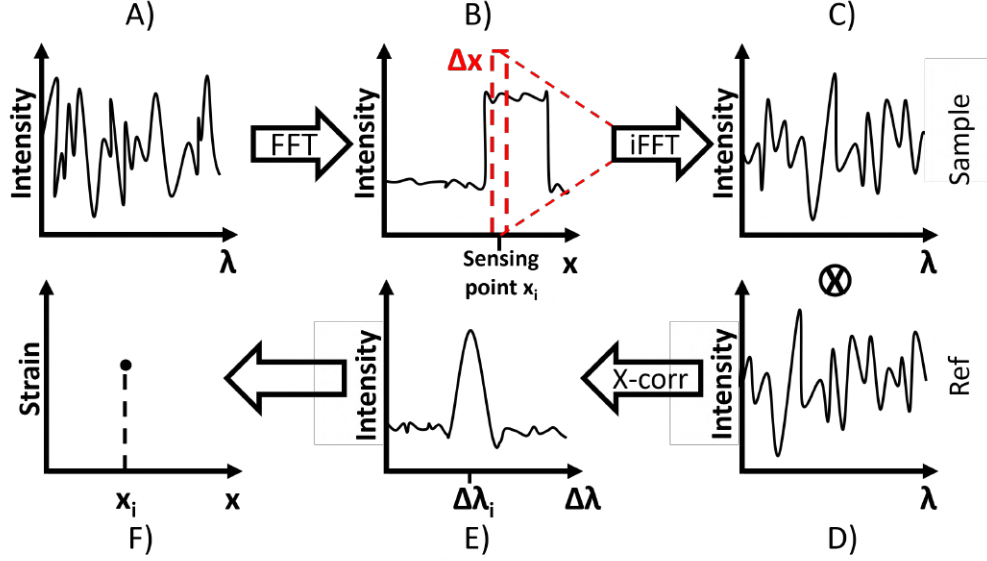


Figure 4.1 OFDR data processing steps illustration. A) Frequency response of the fiber under test. B) A Fourier transform is performed to obtain the signal in the spatial domain. C) An inverse Fourier transform is performed across a section Δx of the signal centered at the sensing point x_i to obtain the frequency response of this specific region. D) The local sample (strained fiber) frequency response is cross correlated with the corresponding reference (unstrained fiber) signal. E) The result is a peak centered at spectral shift value for x_i . F) This peak is correlated to the strain applied to the fiber.

Once the distributed strain values along each fiber are evaluated, a geometrical model for the cross-section and segments of the sensor delimited by the spatial resolution Δx , similar to the one presented by Froggatt et al. [25], is employed to determine the 3D spatial coordinates of the sensor in the tracking frame (Fig. 4.2). By combining the definition of strain (ratio of the change in length to the length of the fiber) with the expressions for the radii of curvature for each core, the strain equations for the three fibers can be obtained (Eq. 4.2) and expressed in terms of local curvature radius (r) and orientation (α) (see [25] for detailed derivation of the equations). Using the geometrical parameters of the extruded triplet, i.e. the distance between the triplet center and each fiber core (a) and the transverse angular position of the three fibers ($\phi_1, \phi_{12}, \phi_{23}$), and the strain measured by the three fibers ($\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$), r and α are estimated by solving the system of nonlinear equations Eq. 4.3 for each segment of the sensor.

$$\begin{aligned}
\varepsilon_1 &= -\frac{a \cos(\phi_1 - \alpha)}{r} + \varepsilon_0 \\
\varepsilon_2 &= -\frac{a \cos(\phi_1 + \phi_{12} - \alpha)}{r} + \varepsilon_0 \\
\varepsilon_3 &= -\frac{a \cos(\phi_1 + \phi_{12} + \phi_{23} - \alpha)}{r} + \varepsilon_0
\end{aligned} \tag{4.2}$$

$$\begin{aligned}
\varepsilon_{12} &= \varepsilon_1 - \varepsilon_2 \\
\varepsilon_{13} &= \varepsilon_1 - \varepsilon_3 \\
\varepsilon_{23} &= \varepsilon_2 - \varepsilon_3
\end{aligned} \tag{4.3}$$

Eq. 4.3 is solved by subtracting two of its three equations, which takes out the curvature radius and leaves only the curvature orientation, that can then be determined by finding the zeros of the remaining function. Subsequently, the curvature radius is determined by using the now known curvature orientation in one of the three equations of Eq. 4.3. The coordinates of the tip of the segment in its own frame (x'_i, y'_i, z'_i) are derived from these two values (r and α). Successive projections using rotation matrices are then computed to switch from local coordinate systems to a common coordinate system (x, y, z) and reconstruct the 3D shape of the sensor. Since OFDR is sensitive to both temperature and strain, assuming that the three fibers undergo the same temperature fluctuations at a specific sensing location, the offset caused by temperature on the strain measurements (ε_0) is cancelled by solving the equations of the strain differences between the fibers (see Table A.1 in Annexe A). Similarly, axial strain is also cancelled (see Fig. A.2 in Annexe A).

4.3.2 Sensor fabrication

Polyimide coated SMF28 equivalent fibers from Fibercore (SM1250(10.4/125)P) were chosen for the fabrication of the sensor. Since the three polyimide coated fibers (155 μm diameter each) fitted nearly perfectly in the tip of the extrusion head, the fibers were secured in the targeted equilateral arrangement along the entire length of the sensor and thus the relative positions between the fibers remained invariant. In addition, the triplet's position with regard to the sensor's neutral axis was seemingly kept uniform along the sensor's length by analyzing cross-sections (see Fig. A.3 in Annexe A). Furthermore, polyimide's high melting temperature ensures the coating's integrity during extrusion. By avoiding the need to strip the coating, the fibers are not as fragile and therefore less prone to breaking during the fabrication process and during sensor handling. The fibers were extruded using a twin-screw extruder from Leistritz with a copolymer of polyethylene and polypropylene from TOTAL

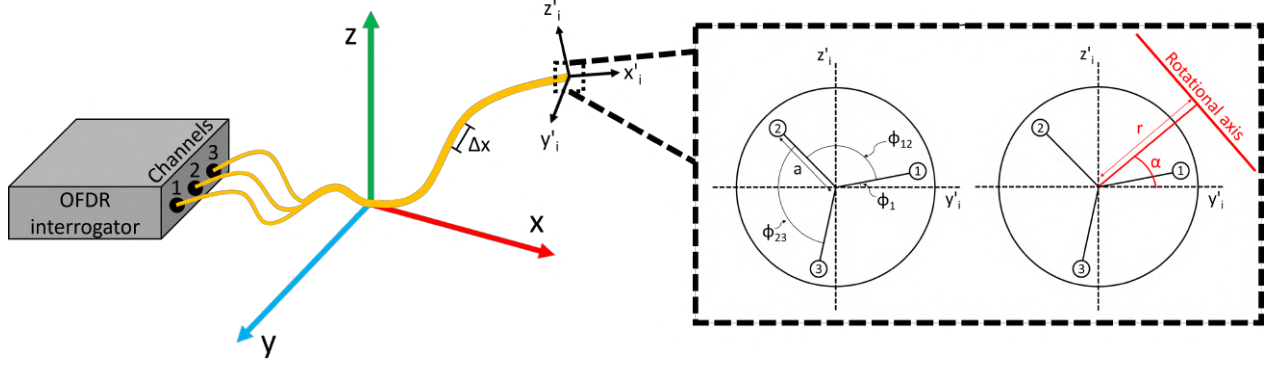


Figure 4.2 Experimental setup and geometrical model for shape determination, adapted from [25]. ϕ_1 is the transverse angular position of fiber 1, ϕ_{12} is the angle separating fiber 1 and fiber 2 and ϕ_{23} is the angle separating fiber 2 and fiber 3. α and r are the curvature orientation and radius, respectively, and a is the distance between the triplet center and each fiber core. (x'_i, y'_i, z'_i) defines the coordinate system of the segment of the sensor, whereas (x, y, z) defines the tracking frame.

(M6823MZ). The copolymer was chosen for its fluidity, allowing a coating thickness around the triplet below $200 \mu\text{m}$ in order to fit in a surgical catheter, and its flexibility, allowing strain to be fully transmitted to the fibers without allowing slippage within. The melting point of the copolymer also allowed extrusion at low temperatures, thereby avoiding the FBGs from being affected. The extrusion process is covered in [27], and a depiction of the extruded triplet is shown in Fig. 4.3.

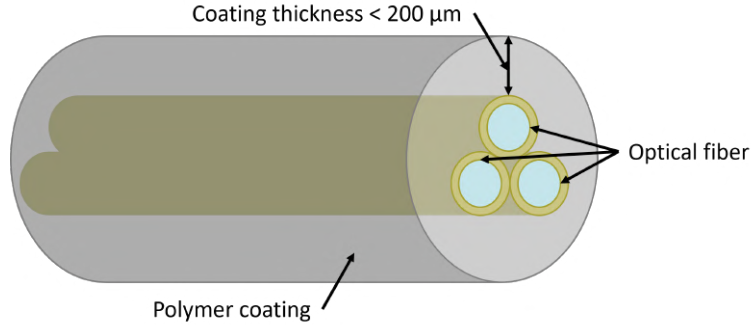


Figure 4.3 Triplet schematic.

Prior to extrusion, randomly chirped FBGs were inscribed through the polyimide coating of the three fibers to improve their backscatter signal over 1.5 m. In a chirped FBG, the periodicity of the refractive index modulation varies along the length of the grating, as opposed to a uniform FBG, where the periodicity is constant. Thus, the bandwidth of

the spectral response of a chirped FBG is broader than a uniform FBG. Since different wavelengths are reflected by different portions of the grating along its axis, a chirped FBG has a lower insertion loss than a uniform FBG, which allows for longer sensing range. To reduce insertion loss, ultra-weak uniform FBGs rather than standard uniform FBGs can be used, but this leads to weaker backscatter signal and thus poorer SNR. We believe a chirped FBG is therefore advantageous compared to an ultra-weak FBG without a chirp. The femtosecond laser plane-by-plane direct-writing scheme used, that allowed the inscription through the coating, is described in [85]. Hence, one by one, the fibers were mounted on a high precision 1 m long 1D translation stage and a 1030 nm Pharos laser (250 fs pulse, tunable repetition rate) was focused into the fiber core by a microscope objective. The position of each refractive index modification was controlled by synchronizing the motion of the stages with each laser pulse. The gratings inscription was monitored with an optical backscatter reflectometer (OBR 4600, Luna©). The gratings were inscribed with a slowly varying random chirp, to obtain a random spectral response that exhibit a primary wavelength centered around 1540 nm, but that has a bandwidth broader than uniform period FBGs.

4.3.3 Calibration

Because of the different fiber lengths between the sensing region of each fiber and the interrogator, the distributed sensing points of the three fibers in the triplet are misaligned. Heat induced strain peaks were used as references to align the sensing points of the three fibers together before the shape reconstruction steps.

Since the fibers were free to rotate transversally during the extrusion process, an additional calibration step was taken to characterize the fibers' random angular positions along the triplet's length and to fine-tune the strain constant in Eq. 4.1, which was critical to accurately perform shape sensing. To do so, a non-destructive approach was devised, consisting of extracting the strain constant and the fibers' position at each sensing point using the measured strain signals of the sensor in a reference shape. This method was simple, fast and adapted for both short and long lengths. Calibration amounted to reversing the shape reconstruction process. The latter uses the arrangement of the fibers within the triplet (ϕ_1 , ϕ_{12} , ϕ_{23} , a) (see Fig. 4.2) and the strain measured by each of them (ε_1 , ε_2 , ε_3) to deduce the local angular offset (α) and curvature radius (r) by solving Eq. 4.3. Conversely, the strain constant and the fiber positions (ϕ_1 , since ϕ_{12} and ϕ_{23} are constant) can be determined by putting the sensor into a specific shape (known α and r , e.g. a circle using a cylinder) and measuring the resulting strain signals. Because of the different spatial resolutions and sensing lengths, calibration had to be performed with both the OVA (asynchronous sensing)

and the Summit (real-time sensing) prior to the reconstructions. The results were averaged over six calibrations around a 21 cm diameter cylinder for most asynchronous reconstructions and performed once around a 16.4 cm diameter cylinder before measurements for the real-time reconstructions. For the asynchronous reconstruction of a 2D sine wave, the sensor was calibrated beforehand using the sine wave for reference, and the results were averaged over four calibrations. The validity of the calibration approach was assessed by characterizing a fiber bundle from TSSC© with a 1.5 cm period constant twist (Fig. 4.4A). Calibration was performed on the fabricated sensor inserted in a 0.038" guidewire compatible catheter from Terumo© and fixed at both ends with shrink tubes to minimize displacement inside the catheter. Fig. 4.4B shows the fiber positions returned by the six calibrations around the 21 cm diameter cylinder. The strain constant of those calibrations averaged to $1.016 \text{ strain}^{-1}$.

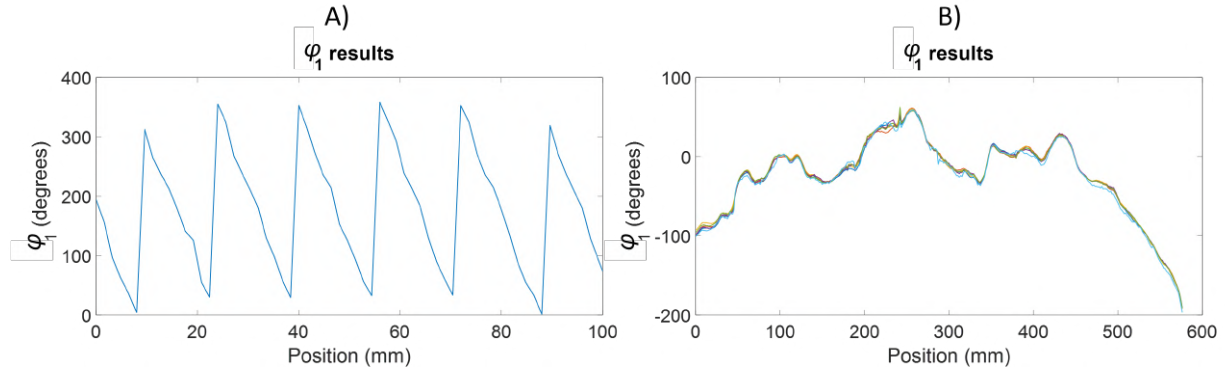


Figure 4.4 A) Calibration validation. This plot shows that the calibration procedure accurately recovered the 1.5 cm period constant twist of a fiber bundle from TSSC©. B) Calibration results around a 21 cm diameter cylinder.

4.3.4 Simulations

Several shape sensing simulations were performed to investigate the effect of the length of the triplet sensor, noise level, spatial resolution (Fig. 4.5A and B) and shape complexity on average reconstruction accuracy (defined as the Euclidean distance between corresponding points on the real and simulated shapes). For each input value of these experimental parameters, the results were averaged over 50 simulations and the standard deviation was evaluated. When one parameter was varied, the others were fixed to the following values: 3.2 mm spatial resolution (spatial resolution used with the Summit), $10 \mu\text{strain}$ noise amplitude (approximate noise amplitude in a random FBG fiber with the Summit), 800 mm sensing length (full catheter length) and simple shape. The simulations were carried out as follows. First, a random shape was created by generating random values of curvature radius

(r) and orientation (α) over the entire sensor's length at a spatial resolution much smaller than the experimental one (0.1 mm). The shape complexity was adjusted to better mimic a real shape by filtering the generated random values. Then, the values were resampled at the experimental spatial resolution and converted to strain distributed in the three fibers using Eq. 4.2. An independent noise value was added to mimic an experimental measurement. This simulated experimental strain data was then converted back to curvature radius and angle offset values using Eq. 4.3 and the shape was reconstructed, which was compared to the original, higher-resolution and noise-free shape. A sensor with straight fibers (constant ϕ_1) was used to simplify the simulations. To evaluate the effect of shape complexity on the average position error of the sensor, irregular shapes were simulated by reducing initial data filtering and by reducing the minimal local curvature radius. The impact of sensing length and spatial resolution on processing speed was also evaluated by continuously generating simulated strain data and processing it as it would be experimentally using a workstation.

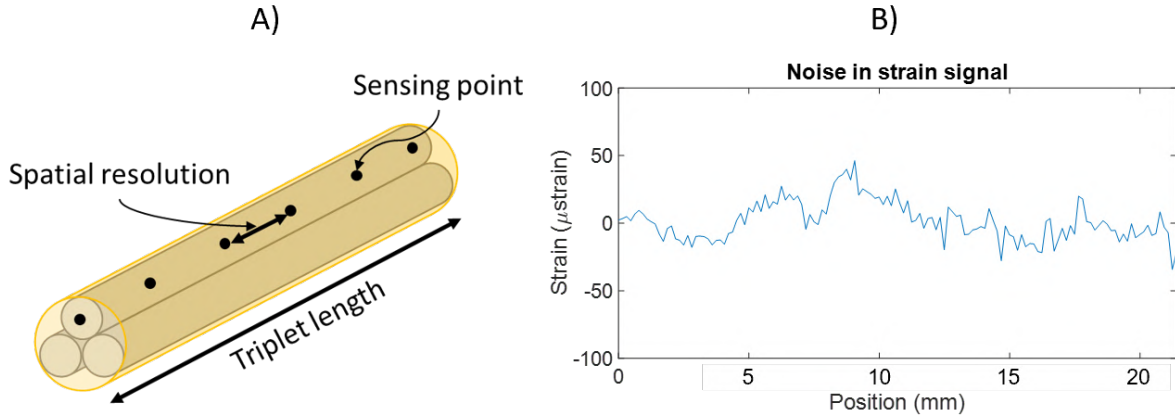


Figure 4.5 Shape sensing experimental parameters. A) Triplet length and spatial resolution. B) Example of typical noise in strain signal of a section in one fiber, measured with the OVA.

4.3.5 Shape reconstruction

Once the strain constant was adjusted and the arrangement of the fibers in the triplet was determined over the entire region of interest of the sensor through calibration, 2D and 3D shape tracking was performed, both in real-time and asynchronously to evaluate the accuracy of the method. For the latter, three shapes were printed on millimetric sheet, and the sensor was placed upon the shape and fixed to the printed shape. One shape was a 32.5 cm long exponential curve, another was a 20.6 cm long half-sine curve, and the last was a 40 cm long sine curve. In addition to planar shape reconstruction, the half-sine curve was wrapped around a 15.6 cm diameter cylinder to assess shape reconstruction

in three dimensions. Considerable precautions were taken to minimize sensor torsion by reconstructing over lengths smaller than 50 cm and by reconstructing the sensor attached to a template. The error was calculated by comparing the reconstructed shape with the theoretical shape after registration. This process was repeated eight to twelve times for each shape. The real-time shape tracking was performed over a 22.4 cm catheter segment inserted in different branches of a lung model.

4.4 Results and discussion

4.4.1 Sensor fabrication

Fig. 4.6A and B show the backscatter amplitudes and spectra of the three fibers after laser writing measured with the OBR. Although the alignment procedure was optimized to compensate for the inhomogeneous thickness of the polyimide coating, scattering amplitude fluctuations over fiber length can be seen. Indeed, local alignment over such a large length (1.5 m) to maintain the uniformity of the backscattering signal is a challenging task. Therefore, sensing instruments with a large dynamic range were required to avoid dead zones in the sensor. The fabrication process resulted in gratings with backscatter level 40 dB higher than fiber unexposed to the laser, significantly reducing strain noise level. A drop in signal around two thirds of the length can be seen in the time domain plot of one fiber since the translation stage had a limited length of 1 m and thus the 1.5 m grating inscription had to be performed in two steps (1 m, then 0.5 m). Slight differences in the frequency spectra of the three gratings can be also noted, one being stretched over a larger bandwidth, despite inscribing the same chirp profile in all three fibers. This can be explained by the fibers slipping between the stage clamps because of their polyimide coating, reducing the tension applied and thus changing the period and the Bragg wavelength of the gratings. The scanning bandwidth during shape sensing was adjusted to cater for these differences and thus the performance of the sensor was not affected.

Following the laser writing, the three fibers were brought together through an extrusion process in a copolymer. While the current sensor grating is currently only 1.5 meters long, the extrusion process has no intrinsic limitation of length, and can make sensors of hundreds of meters in length, with the production of longer random gratings, as recently demonstrated [119]. A cross-section microscopic image of the resulting triplet with the important geometrical parameters for shape sensing is shown in Fig. 4.6C. The final device had a diameter of approximately 600 μm and could reach a 2.3 cm curvature radius without breaking or the fibers slipping within the polymer (see Fig. A.4 in Annexe A). Since, follow-

ing a robust extrusion process, the relative positions between the fibers and the spacing of the cores to the neutral axis were assumed constant along the sensor's length, slight variations of these parameters could have contributed to mismatches between the real and reconstructed shapes. Additional steps to the calibration method would help to fully account for possible slight variations of these parameters, for example by rotating the bent sensor around its axis to measure and evaluate the phase difference between sinusoidal strain variations of the three fibers and their amplitude at every sensing point, similarly to the approach presented in [19], but would involve more measurement, especially over long lengths.

4.4.2 Simulations

Simulation results are displayed in Fig. 4.7. All results show the same trend, which is that average reconstruction accuracy increases when processing a shorter sensing length, strain signals with a lower noise level, a smaller spatial resolution and a reduced complexity of shape (an average of (3.1 ± 0.4) mm for a simple shape, versus an average of (3.9 ± 1.2) mm for a complex shape). The shape reconstruction process, which is performed iteratively segment by segment, starting at the base of the sensor, is one main causes of reconstruction inaccuracy, since the position error of a segment is transmitted to the next, increasing the error on the position of the latter, and so on until the triplet is fully reconstructed. Therefore, larger position errors result from reconstructing over longer lengths and with an increased local error, that can be caused by larger spatial resolution, higher noise level or increased curvature (more complex shape). Overall, the simulated results show that average reconstruction accuracy is of the order of the interrogator's spatial resolution (3.2 mm in the simulations) with sensing lengths of less than 1 m and a high SNR (30 μ strain or less). In a medical setting, working with smaller spatial resolutions is preferable to reach an accuracy closer to 1 mm, and ultimately submillimeter errors are sought.

As for processing speed, using a workstation to perform shape sensing, it is best to process shorter sensing lengths and larger spatial resolutions. The simulations returned a minimal refresh rate of 7 Hz for processing strain data, which is adequate for continuous shape tracking. With a faster GPU, a processing speed of 30 Hz, the data acquisition speed of the Summit interrogator, could be reached for shape tracking of the full catheter length (80 cm) at the smallest spatial resolution of the Summit interrogator (1.6 mm).

4.4.3 Shape reconstruction

Fig. 4.8 shows all asynchronous shape reconstruction results after registration with the theoretical shape. Fig. 4.8A and D present the results for the 2D and 3D half-sine curve,

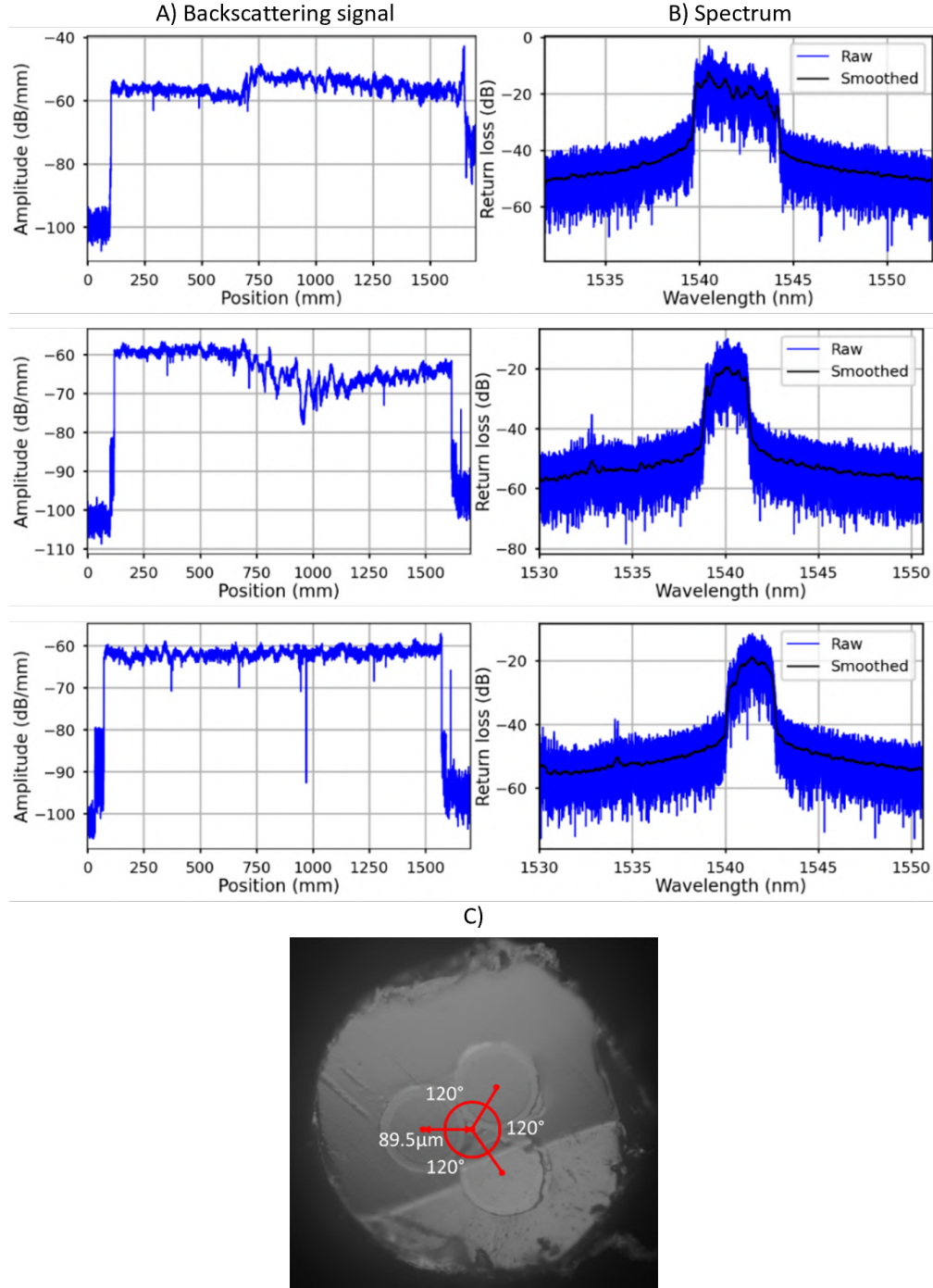


Figure 4.6 Backscattering signal of the three fibers in the A) time domain and B) frequency domain. The third time domain plot from the top exhibits a drop in signal amplitude around 1 m that comes from the two steps of grating inscription (1 m translation stage). The reflected wavelengths peaks of the three fibers are centered at 1542 nm, 1540 nm and 1541 nm (top to bottom) and large of 5 nm, 3 nm and 3 nm (top to bottom). C) Triplet cross-section microscopic image, showing angles of 120° separating fibers (equilateral arrangement) and a core-center distance of $89.5 \mu\text{m}$.

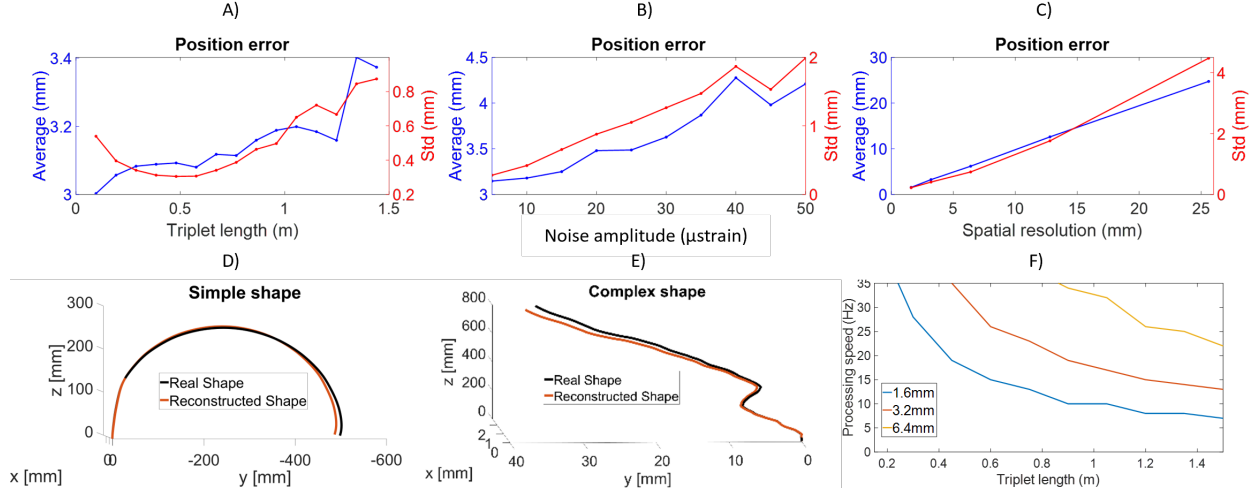


Figure 4.7 Simulation results. Effect on average reconstruction accuracy of A) triplet sensing length, B) spatial resolution, C) noise amplitude and D) and E) shape complexity. F) Impact of spatial resolution and sensing length on data processing speed. A minimal refresh rate of 7 Hz is reached with a 1.5 m sensing length and 1.6 mm spatial resolution. Std: Standard deviation.

respectively, Fig. 4.8B presents the results for the 2D sine curve and Fig. 4.8C presents the results for the 2D exponential curve. The position error results (Euclidian distance) are recorded in Table 4.1. Two main observations can be made from the generated shapes. First, the error on the shorter length reconstructions (e.g. half-sine curve) is smaller than the error on the longer length reconstructions (e.g. exponential curve). Second, the error on the simpler reconstructions (e.g. 2D exponential and half-sine curves) is smaller than the error on the more complex reconstructions (2D sine curve and 3D half-sine curve). These observations were predicted by the simulations. The mean errors are on average between 0.8 mm and 2.6 mm and thus are of the order of the spatial resolution of the strain signals measured with the OVA (1.6 mm). Literature on medical applications of fiber optic shape sensors presents on average errors of the millimeters scale, or approximately 1% of the shape sensing length [37]. Encouragingly, our results are of the same order of magnitude and for shapes of varying curvature amplitude, both in 2D and 3D, and readily fall within tolerance in a medical setting.

The full sine curve was accurately reconstructed by calibrating the sensor beforehand using the sine curve for reference. Without this extra step, the additional inflexion point couldn't be accurately recovered, potentially because of increased sensor twisting due to the increased shape complexity or because of signal losses induced by the more complex bending. This result demonstrates the need for a torsion compensation strategy for reconstructing

more complex shapes without having to calibrate using the intended shape to reconstruct and points towards calibration based off complex shapes (e.g. in 3D instead of 2D and with a varying curvature radius) being helpful for improving reconstruction accuracy in such cases by factoring in what calibration based off simple shapes (e.g. 2D circle) does not.

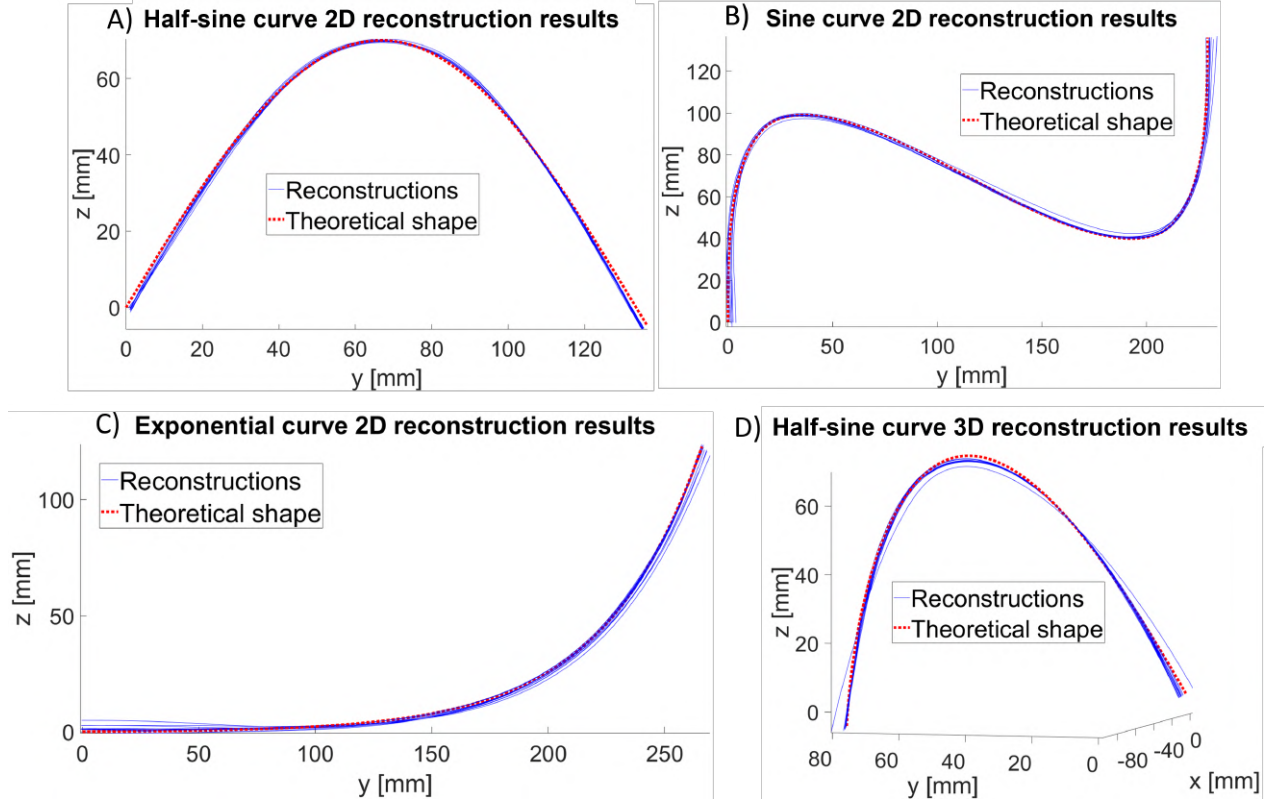


Figure 4.8 Asynchronous reconstruction results of A) a 2D half-sine curve, B) a 2D sine curve, C) a 2D exponential curve and C) a 3D half-sine curve. 12 measurements per shape were performed in A), C) and D), whereas 8 were performed in B).

Table 4.1 Asynchronous reconstructions position errors

#	Exp 2D (32.5 cm)			Half-sine 2D (20.6 cm)			Half-sine 3D (20.6 cm)			Sine 2D (40 cm)		
	Mean (mm)	Std (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	Std (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	Std (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	Std (mm)	Max (mm)
1	1.8	0.6	2.6	1.1	0.5	1.6	1.5	0.7	2.9	2.0	0.9	3.2
2	0.9	0.4	1.4	1.0	0.5	1.7	0.9	0.3	1.3	8.4	5.1	16.9
3	1.9	0.8	3.0	0.6	0.3	1.2	1.5	0.7	2.5	1.0	0.3	1.5
4	1.4	0.5	2.1	1.0	0.4	1.3	1.2	0.4	1.9	1.8	0.9	3.2
5	1.2	0.5	1.9	1.1	0.5	1.6	3.7	1.9	6.0	3.1	1.1	4.9
6	1.2	0.4	1.8	0.8	0.4	1.4	1.5	0.6	2.1	1.3	0.5	1.8
7	0.7	0.2	1.1	0.9	0.4	1.7	1.3	0.7	2.2	2.0	0.8	3.4
8	1.9	0.9	2.7	0.8	0.4	1.5	1.5	0.5	2.1	1.6	0.8	3.1
9	1.5	0.4	1.9	0.6	0.3	1.2	1.3	0.7	2.3	-	-	-
10	1.0	0.5	1.7	0.8	0.4	1.2	1.6	0.8	2.6	-	-	-
11	3.1	1.4	5.0	0.7	0.3	1.3	1.4	0.4	1.8	-	-	-
12	2.2	1.0	3.2	0.8	0.3	1.1	1.5	0.7	2.5	-	-	-
Mean (mm)	1.6	0.6	2.4	0.8	0.4	1.4	1.5	0.7	2.4	2.6	1.2	4.6
(%)	± 0.6	± 0.3	± 1.1	± 0.2	± 0.1	± 0.2	± 0.7	± 0.4	± 1.2	± 2.4	± 1.6	± 5.1
	± 0.7	± 0.5	± 0.2	± 0.7	± 0.40	± 0.20	± 1.1	± 0.7	± 0.3	± 0.6	± 0.4	± 1.3

A capture of real-time shape reconstruction inside a branch of a lung model is shown in Fig. 4.9. The distance between the extremities of the reconstructed shape with the corresponding dimension on the lung model (measured freehand with a ruler) is shown for quantitative purposes. The overall appearance of the reconstructed shape matches the branch anatomy from the phantom. At the experimental spatial resolution (3.2 mm) and sensing length (22.4 cm), the refresh rate of the 3D plot reached the 30 Hz acquisition rate of the Summit.

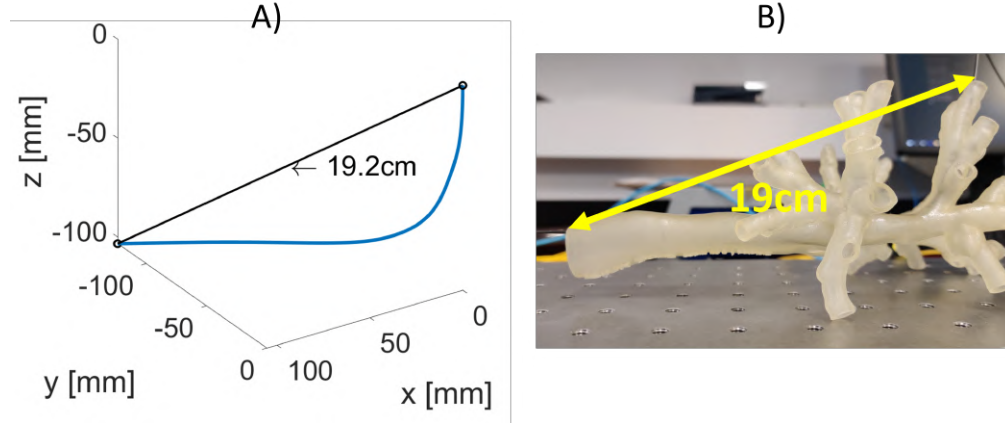


Figure 4.9 Rendering of real-time shape reconstruction inside a lung model over a 22.4 cm catheter segment. A) Experimental result and B) real-life shape.

Shape tracking error mostly arises from the drawbacks of the geometrical reconstruction model, noise in the strain signals and torsion of the sensor. Indeed, the error propagation from one reconstructed segment to the next translates into a distortion between the reconstructed shape and the real shape, which increases with sensing length. To lessen error propagation, an approach to try out would be to check if the difference in curvature of two successive segments is within a given threshold, and if not, correct the curvature accordingly [19]. As for the stochastic noise in the strain signals, although a moving average was implemented in the algorithm to smooth the data and improve reconstruction accuracy, further analysis is required to identify its origin and determine approaches for minimization, such as hardware modifications to the experimental setup. Device torsion is a determinant factor of the shape tracking accuracy, since it changes the values of ϕ_1 from those determined during calibration. Although quite resistant to torsion, the catheter could twist slightly during its shaping and the triplet was free to twist within the catheter since it had not been anchored inside, but only at each extremity. Therefore, a first step to correct the sensor torsion issue would be to glue the triplet to the inner surface of the catheter. Since torsion of the device is inevitable, a torsion compensation strategy would still need to be implemented. The strain

generated by twisting being modest due to the proximity of the fibers and their pitch in the sensor [120, 121], twisting sensitivity could be increased by adding extra fibers in the device, which is possible with the polymer extrusion approach, and inducing a controlled twist in the triplet as it is extruded [122]. Similar to the work by Ko et al. [123], the twist of the sensor could be determined by comparing the strain measured by the outer cores with the one measured by the inner cores. Also, since the triplet is not fixed inside the catheter, it is very likely that strain is not fully transmitted from the catheter to the fibers, therefore inducing a larger reconstruction error. Gluing the sensor to the catheter would solve this issue. Finally, registration between the fibers is a possible source of reconstruction inaccuracy since the measurement technique consists of holding the ~ 1 mm wide pointed tip of a soldering iron close to the sensor to locally induce a strain peak from the heat source simultaneously in all three fibers. It is possible that the sensor would register two different perturbation points, but this is highly unlikely as the resolution of the OVA 5000 and Summit are 1.6 mm and 3.2 mm, respectively, much wider than the tip of the soldering iron. A misalignment between sensing points would lead to a mismatch of the strain measurements from the three fibers and thus deviate the calculated curvature radius and orientation from the correct values. In future work, the fibers could be aligned by cutting the triplet towards the end of the gratings and aligning the end of the strain signals. To avoid unwanted reflections at the cut end, one could index match the cut ends. By making all these changes to our measurement method, the achievable accuracy on the sensor position could be additionally increased, and with a smaller spatial resolution (microns), we aim to enhance the shape sensing accuracy of our sensor to less than a millimeter, the same order reported by Megens et al. [101].

4.5 Conclusion

In summary, three polyimide coated SMF28 equivalent fibers were assembled in a triplet through an extrusion process in a polyethylene-polypropylene copolymer after a femtosecond laser random grating writing process that increased the backscatter of each fiber by 40 dB. The enhanced backscatter signal ensured an improved SNR over inherent Rayleigh scatter and the extrusion approach resulted in a resistant, yet flexible device that had stable fiber positions and could fit inside a surgical catheter. The enhanced signal allows several optical components to be inserted inline without degradation in SNR. The effect of the experimental parameters (sensing length, spatial resolution, noise in the strain signals and shape complexity) on the average reconstruction accuracy was investigated through simulations, which showed that shape sensing works best when decreasing each individual parameter. They also revealed the propagation of the error from one segment to the next during shape recon-

struction, the principal drawback from the geometric model employed. A simple calibration process suited for both long and short lengths was implemented. This geometrical characterization step was facilitated by the stable triplet position along the entire length of the sensor that was ensured by the direct polymer extrusion process developed in our laboratory. Experimental shape tracking was performed asynchronously and in real-time inside the branches of a lung model. Our asynchronous method returned average mean errors of 0.8 mm and 1.6 mm for 2D simple curves of 20.6 cm and 32.5 cm, respectively, of 1.5 mm for a 3D simple curve of 20.6 cm and of 2.6 mm for a 2D complex curve of 40 cm. These results are of the same order of magnitude as most results seen in literature (error of around 1% of the total sensing length) and approach that required in a clinical environment. In addition, shape tracking of a 22.4 cm segment of our designed sensor was demonstrated at a high refresh rate. Future work will investigate calibration using different shapes as well as shape sensing with random FBG fiber triplets of different random phase functions, since the laser-writing process would be faster and more cost-effective [82]. However, this will require more processing steps from the interrogator unit as it would involve the processing of more complex spectral responses. The results of the improvements will be reported in a future publication.

Funding

Boston Scientific Corporation, Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) Canada Graduate Scholarships – Master’s.

Acknowledgments

Portions of this work were presented at the Optical Sensors topical meeting collocated with the Optical Sensors and Sensing Congress that took place on 11-15 July 2022 in Vancouver, British Columbia, Canada, Real-time 3D Shape Sensing with a Random Fiber Bragg Grating Triplet (SM2C.2). R. Kashyap acknowledges the substantial support from the Canadian Foundation for Innovation program for the infrastructure used in this research.

Disclosures

The authors declare no conflicts of interest.

Data availability

Data underlying the results presented in this paper are not publicly available at this time but may be obtained from the authors upon reasonable request.

Supplemental document

See Annexe A for supporting content.

CHAPITRE 5 ARTICLE 2 : FULLY DISTRIBUTED SHAPE SENSING OF A FLEXIBLE SURGICAL NEEDLE USING OPTICAL FREQUENCY DOMAIN REFLECTOMETRY FOR PROSTATE INTERVENTIONS

Jacynthe Francoeur¹, Dimitri Lezcano², Yernar Zhetpissov², Raman Kashyap³,
Iulian Iordachita² and Samuel Kadoury⁴ (*2024 IEEE International Conference
on Robotics and Automation (ICRA)*, submitted on September 15th, 2023)

*This work was supported by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR), the Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) and Fayolle Canada United-States' Prestige 2022-2023 Scholarship. This work was also supported by the National Institutes of Health under grant No. R01CA235134 and in part by Johns Hopkins University internal funds.

¹Jacynthe Francoeur is with the Department of Electrical Engineering, Polytechnique Montreal, Montréal, QC H3T1J4, Canada

jacynthe.francoeur@polymtl.ca

²Dimitri Lezcano, Yernar Zhetpissov and Iulian Iordachita are with the Department of Mechanical Engineering, Johns Hopkins University, Baltimore, MD 21218, USA

dlezcan1@jhu.edu, yzhetpi1@jhu.edu, iordachita@jhu.edu

³Raman Kashyap is with the Departments of Electrical Engineering and Physics Engineering, Polytechnique Montreal, Montréal, QC H3T1J4, Canada

raman.kashyap@polymtl.ca

⁴Samuel Kadoury is with the Department of Computer and Software Engineering, Polytechnique Montreal, Montréal, QC H3T1J4, Canada

samuel.kadoury@polymtl.ca

5.1 Abstract

In minimally invasive procedures such as biopsies and prostate cancer brachytherapy, accurate needle placement remains challenging due to limitations in current tracking methods related to interference, reliability, resolution or image contrast. This often leads to frequent needle adjustments and reinsertions. To address these shortcomings, we introduce an optimized needle shape-sensing method using a fully distributed grating-based sensor. The proposed method uses simple trigonometric and geometric modeling of the fiber using op-

tical frequency domain reflectometry (OFDR), without requiring prior knowledge of tissue properties or needle deflection shape and amplitude. Our optimization process includes a reproducible calibration process and a novel tip curvature compensation method. We validate our approach through experiments in artificial isotropic and inhomogeneous animal tissues, establishing ground truth using 3D stereo vision and CBCT acquisitions, respectively. Our results yield an average RMSE ranging from 0.58 ± 0.21 mm to 0.66 ± 0.20 mm depending on the chosen spatial resolution, achieving the submillimeter accuracy required for interventional procedures.

5.2 Introduction

Prostate cancer represents 7.3% of new cancer cases and 3.8% of cancer-related deaths worldwide [124]. The management of prostate cancer involves procedures such as biopsies, cryoablation, and brachytherapy, requiring precise needle placement [125]. Tracking needles during these procedures is crucial, with methods including ultrasound, CT, fluoroscopy, and electromagnetic tracking. Ultrasound is the preferred modality due to its safety, as CT and fluoroscopy expose patients to ionizing radiation [37], and electromagnetic tracking is prone to interference [126]. However, ultrasound has limitations, including spatial resolution, 3D needle shape determination, and tissue contrast [127], leading to needle readjustments and complications during the interventions, such as tissue damage [42]. To address these challenges, optical fiber sensors have gained interest due to their flexibility, biocompatibility, safety and real-time capabilities [43]. Optical fibers are immune to electromagnetic interference, making them compatible with MRI environments [128, 129].

Measuring local longitudinal core strains in an optical fiber triplet enables the determination of fiber optic shape sensor curvature and orientation [128]. Strain sensing methods involve fiber Bragg gratings (FBGs) and Rayleigh backscatter [44, 111]. Mechanical or temperature-related stress changes an FBG grating period or the refractive index and hence the Rayleigh scatter position, thereby shifting the reflection spectrum. FBGs offer accurate strain sensing with high signal-to-noise ratios, yet limitations in sensing point density require spatial interpolation, potentially omitting strain variations [112]. Standard optical fiber has weak Rayleigh signals, but signal enhancement techniques like UV laser exposure, nanoparticle-doping, or uniform/random gratings improve light scatter strength [11, 82, 113, 130, 131]. Optical frequency domain reflectometry (OFDR), with a swept laser and Fourier transforms, enables high-speed, millimeter-resolution distributed strain sensing [44].

Numerous studies have explored optical fiber sensors for medical tool shape reconstruction. Recent notable contributions include works for needle insertions [51, 132, 133], flexible

devices interacting with tissue [22, 134, 135], or for steerable needles [107, 136, 137]. These studies predominantly focus on needle insertion procedures, encompassing flexible needles and epidural needles. Additionally, some researchers have focused on catheter shape monitoring, as demonstrated by Khan et al. [103], Al-Ahmad et al. [17], Jäckle et al. [138], and our previous work [26]. The proposed methodologies strive for high precision and accuracy, often incorporating robotics (e.g., [51, 133]). The sensors are either externally (e.g., [137]) or internally (e.g., [22]) embedded into devices, utilizing varying numbers of cores and FBGs, with some using single-core fibers (e.g., [134, 135]) and others opting for multi-core fibers (e.g., [103, 107, 138]). Errors vary from submillimeter to a few millimeters, depending on the specific application and method.

The current literature on optical fiber-based shape sensing techniques presents several noteworthy limitations. Many algorithms require prior knowledge of tissue properties, specific shapes, and anticipated needle deflections, limiting clinical practicality (e.g., [51, 134, 135]). Using discrete FBGs introduces challenges in spatial interpolation, leading to curvature estimation inaccuracies. Precise FBG placement becomes crucial for optimal sensing, demanding careful placement for maximal efficiency (e.g. [133]). The high insertion loss associated with FBGs further limits their sensing range. Although methods have been proposed to account for temperature and axial stress effects on strain measurements, they often fall short of providing complete accuracy over extended periods, as discussed in [132]. The materials used to assemble and embed the sensor, such as epoxy glue, can hinder strain transfer to the fibers (e.g., [132, 139]). Furthermore, shape reconstruction methods relying on single-core FBGs demand meticulous positioning and alignment of the fibers, which can present practical challenges during device assembly (e.g. [22, 139]). While multi-core fibers eliminate these issues, they tend to sacrifice strain sensitivity due to core proximity (e.g. [103, 107, 138]). Finally, some studies lack comprehensive assessments across various scenarios, limiting broader applicability.

This paper introduces a 3D shape-sensing device for flexible needles, employing a distributed grating-based fiber optic sensor. We conduct automated insertions in various scenarios, including single and double-layer artificial tissues and an animal model, performing needle shape reconstruction without complex models, prior data on surrounding tissue, or needle deflection predictions. Our sensor consists of three polyimide-coated SMF28 fibers arranged equilaterally within a polyethylene-polypropylene copolymer, whose flexibility allows strain to be fully transmitted to the fibers without allowing slippage [27]. We enhance backscatter power using randomly chirped FBGs inscribed by a femtosecond laser [85], offering lower insertion loss than uniform FBGs and high SNR compared to ultra-weak uniform FBGs. We obtain ground truth measurements through stereo vision for artificial tissues and

CBCT imaging for real tissue insertions. The paper’s main contributions can be summarized as follows:

- We propose a needle assembly method for accurate sensor registration, strain transfer optimization, and reduced sensor movement and torsion risks.
- We present a robust and reproducible calibration procedure that eliminates the need for precise fiber positioning and alignment, simplifying device assembly.
- We introduce a tip curvature compensation approach for distributed sensing, improving system accuracy and reliability.
- The shape-sensing model performance is evaluated in clinically relevant scenarios, ensuring practicality.

5.3 Methods

5.3.1 Shape Sensing Theory

The continuous sensor’s shape reconstruction is based on OFDR for strain measurements, following the approach described by Froggatt et al. [44]. Luna Innovations’ Optical Distributed Sensor Interrogator (ODiSI-B) was used to acquire the raw time domain signals of the sensor in both reference and sampling states. The system records backscattered signals over 20 meters with 16384 points from each fiber, separately. Subsequent OFDR data processing in MATLAB, detailed in our prior work [26], resulted in distributed strain measurements with a maximum noise amplitude of 10 $\mu strain$. To enhance accuracy, we employed an interpolation method from [82], using zero padding to the spatial domain data to artificially increase spectral resolution. A quadratic fit further refined the cross-correlation peak determination. Eq.(5.1) links local strain (ε) and temperature (T) changes to spectral shifts, with their respective constants κ_ε , κ_T , and local Bragg wavelength λ_B [112]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \kappa_\varepsilon\Delta\varepsilon + \kappa_T\Delta T. \quad (5.1)$$

When using OFDR for distributed sensing, a compromise between spatial resolution and sensitivity must be made [117, 118]. The spatial resolution is determined by the length of a sliding window used during one step of the OFDR process. Adjusting this window length introduces a trade-off: increasing the window size degrades spatial resolution, but improves sensitivity by processing more data points. Section 5.3.3 explores the impact of spatial resolution on shape sensing accuracy.

The sensor’s 3D spatial coordinates in the tracking frame are computed using a geo-

metrical model based on parameters from the sensor's cross-section (Fig. 5.1a), inspired by Froggatt et al. [25]. This model employs a spatial resolution Δx to define sensor sections. Strain equations for the three fibers (Eq.(5.2)) are expressed in terms of local curvature radius (r) and orientation (α), with detailed derivation shown in [25]. Solving the nonlinear system from Eq.(5.3) relies on the triplet's geometrical parameters, including distances between the triplet center and each fiber core (r_1, r_2, r_3), the transverse angular positions of the three fibers ($\phi_1, \phi_{12}, \phi_{23}$), and their respective strain measurements ($\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$). Estimations of r and α are performed for each sensor segment, as previously demonstrated in [26]. To account for OFDR sensitivity to both temperature and strain, it is assumed that the three fibers experience identical temperature fluctuations at a same sensing location, allowing common-mode elimination of temperature-induced offsets on strain measurements (ε_0) by solving equations calculating strain differences between the fibers:

$$\begin{aligned}\varepsilon_1 &= -\frac{r_1 \cos(\phi_1 - \alpha)}{r} + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_2 &= -\frac{r_2 \cos(\phi_1 + \phi_{12} - \alpha)}{r} + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_3 &= -\frac{r_3 \cos(\phi_1 + \phi_{12} + \phi_{23} - \alpha)}{r} + \varepsilon_0\end{aligned}\tag{5.2}$$

$$\begin{aligned}\varepsilon_{12} &= \varepsilon_1 - \varepsilon_2 \\ \varepsilon_{13} &= \varepsilon_1 - \varepsilon_3 \\ \varepsilon_{23} &= \varepsilon_2 - \varepsilon_3\end{aligned}\tag{5.3}$$

This process also cancels axial strain, as demonstrated in our previous work [26].

5.3.2 Sensorized Needle Fabrication

In this study, we used a sensor fabricated from our previous work [26]. To fabricate this sensor, we selected 155 μm diameter polyimide-coated SMF28 equivalent fibers from Fibercore (SM1250(10.4/125)P). To enhance the backscatter signal over a 1.5 m length, we inscribed randomly chirped gratings through the polyimide coating of the three fibers using a femtosecond laser plane-by-plane direct-writing technique, as described in [85]. These gratings had a random spectral response with a central wavelength around 1540 nm, resulting in an increase in backscatter levels of approximately 40 dB above those of unexposed fibers. After laser writing, we arranged the three fibers in an equilateral configuration through an ex-

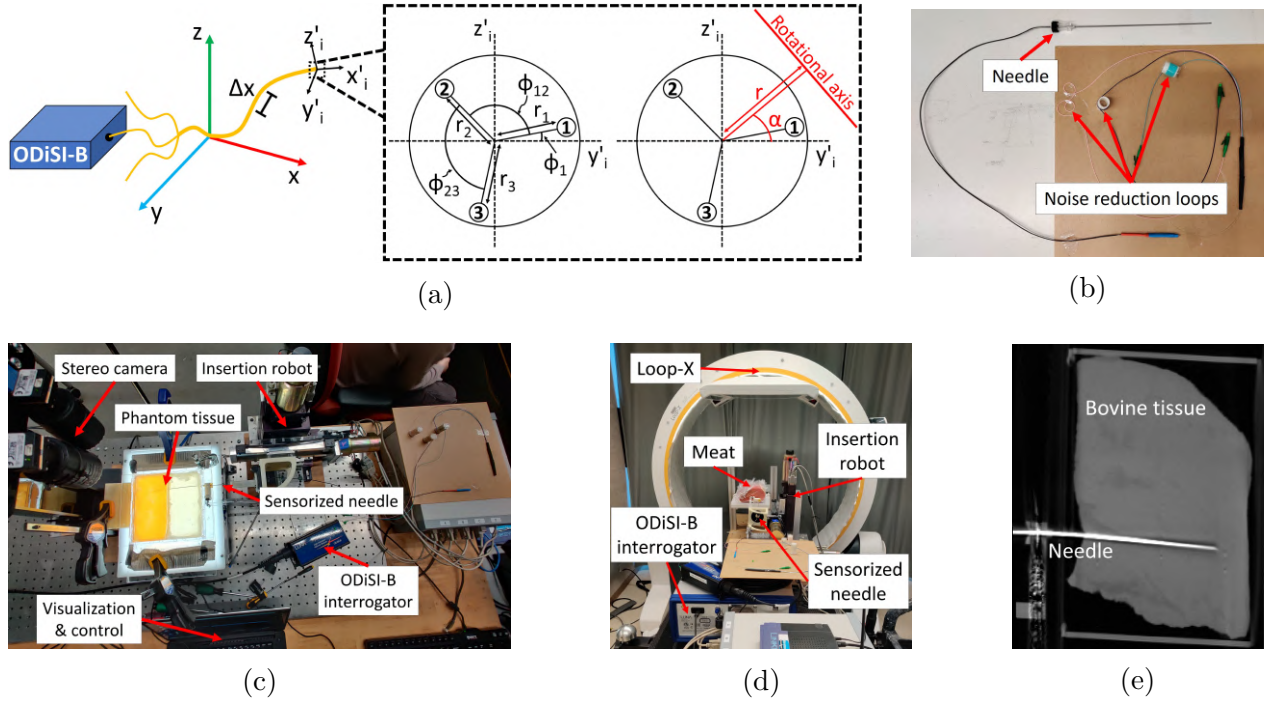


Figure 5.1 (a) The experimental setup and geometric model for shape reconstruction, inspired by [26]. It uses variables like ϕ_1 (transverse angular position of fiber 1), ϕ_{12} (angle between fibers 1 and 2), ϕ_{23} (angle between fibers 2 and 3), α (curvature orientation), r (curvature radius), r_1 , r_2 , and r_3 (distances between the triplet center and each fiber core). The local frame of the sensor segment is defined by the coordinate system (x_i', y_i', z_i') , while (x, y, z) refers to the tracking frame. (b) Picture of the assembled needle. (c) Experimental setup for needle insertion in phantom tissue under stereo visualization. (d) Experimental setup for needle insertion in real tissue under CBCT visualization. (e) CBCT layer from a real tissue insertion trial.

trusion process in a copolymer of polyethylene and polypropylene from TOTAL (M6823MZ) using a Leistritz twin-screw extruder. Additional details on the extrusion process can be found in [27]. The final device had a diameter of approximately $600\ \mu\text{m}$.

We built the sensorized needle using a 50 cm segment of the sensor, with half inserted into a nitinol tube ($635\ \mu\text{m}$ ID). Minimizing the gap between the sensor and needle's inner stylet restricted sensor mobility, decreasing torsion risks and improving strain transfer during needle deflection. To strengthen the assembly, we covered the remaining half and the proximal end of the nitinol tube with shrink tubing. The inner stylet-to-outer sheath connection was glued to the nitinol tube's base. We used an 18G nitinol MRI-compatible needle (type KIM18/20, Innovative Tomography Products GmbH, Germany). Each fiber was spliced to LC/APC connectors, and the pigtails were looped to slightly reduce signal amplitude, eliminating unwanted ghost reflections that could induce noise. To minimize reflections at the distal end, we applied a drop of light-curing glue (AA 3922, Loctite, Henkel) to index match the sensor at the extremity of the nitinol tube. Fig. 5.1b depicts the assembled needle. Accurate signal alignment from all three fibers was achieved by matching the drops in backscattered signals caused by the sensor's cut end.

5.3.3 Sensor Calibration and Validation

We determine the geometric parameters using a calibration method inspired by Roesthuis et al. [108]. This approach maps ϕ_1 , ϕ_{12} , ϕ_{23} , r_1 , r_2 and r_3 from Eq.(5.2) and Fig. 5.1a along the sensorized needle's length. The needle is bent to a known curvature and rotated about its axis, inducing sinusoidal strain variations in each fiber per Eq.(5.2), allowing to derive ϕ_1 , ϕ_{12} and ϕ_{23} from the phases and r_1 , r_2 , and r_3 from the amplitudes of the sine curves. This process is repeated for all sensing locations.

We used two 3D printed ABS jigs (Stratasys F170 printer) with 13 grooves leading to curvatures ranging from 0 to $4\ \text{m}^{-1}$ and composed of 16G needles to deflect the sensorized needle with constant curvature. A custom XY linear setup allows for needle movement within and between the grooves, with a rotating piece enabling needle rotation. For each curvature, we performed 18 insertions at angles from 0° to 340° (or 10° to 350°) in 20° increments. We divided the 11 nonzero curvatures into two sets, one for calibration purposes with values of 0.25, 0.5, 1, 1.6, 2, 2.5, 3.2, and $4\ \text{m}^{-1}$, and the other for validation purposes, consisting of curvatures of 0.8, 1.25, and $3.125\ \text{m}^{-1}$, to assess calibration accuracy.

We processed backscattered signals using a custom software to obtain distributed strain measurements. The sinusoidal strain variation at each sensing location of each fiber was curve-fitted, extracting phase and amplitude for calibration. Initially, constant values were

approximated for all parameters except ϕ_1 since fiber arrangement was uniform using the extrusion process [26]. Here, ϕ_1 varied along the sensor's length as fibers could rotate transversely during extrusion. We then used the estimated calibration parameters and known needle orientation to solve Eq.(5.3) and recover its curvature, comparing it to the expected curvature. Ratios of output to real curvature were calculated for each calibration groove over the sensor's length and averaged over all 18 trials. This was repeated for five resolutions (1 mm to 1 cm) to assess spatial resolution's impact on shape recovery.

Shapes from both the calibration and validation datasets were recovered at all five different spatial resolutions using the calibrated parameters. Initially, orientation and curvature were computed by solving Eq.(5.3) along the entire sensor length. Subsequently, the curvature amplitude at the proximal needle end determines the ratio, which is then applied to the curvature to determine the 3D coordinates. These coordinates are compared to the expected values using the RMSE metric.

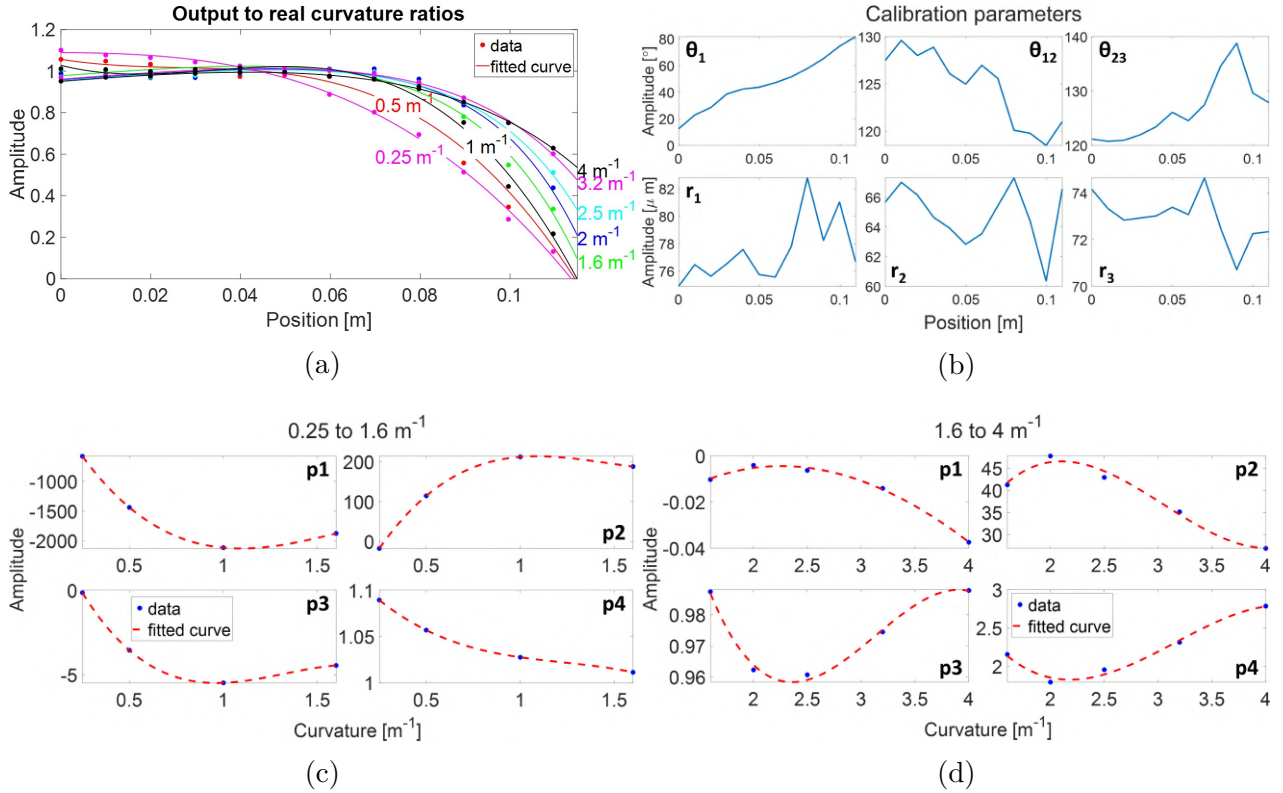


Figure 5.2 (a) Ratios of the estimated curvatures to the real curvatures. (b) Calibration parameters results. Fittings of the ratios' coefficients as functions of curvature ranging from (c) 0.25 to 1.6 m⁻¹ and (d) 1.6 to 4 m⁻¹. Results at a spatial resolution of 10 mm are shown.

5.3.4 Experimental Methodology on Synthetic and Real Tissues

Following needle calibration, we performed 3D shape sensing experiments and assessed its accuracy across various tissue insertion scenarios. Error calculation involved comparing the reconstructed shape with the registered ground truth. In artificial tissue experiments, we used stereo vision (Flea2 FL2-0852C, Point Grey Research Inc., 1024×768 resolution) to measure the 3D ground truth needle shape. We used calibrated biplanar cameras to reconstruct the 3D stereo needle shape, relying on manual labeling of the needle as our input data.

We first created isotropic gel phantoms to mimic soft and stiff tissues using plastic materials from M-F Manufacturing Company in TX, USA. For stiff tissue, we mixed liquid plastic and plastic hardener in a 4:1 ratio, while soft tissue was formed without hardener. To create a two-layer gel tissue, we poured an initial layer into a mold with a divider for size control. After cooling, we removed the divider and poured the second layer, causing the boundary of the first layer to melt and fuse the two layers. We used a 4-degree of freedom linear stage (XYR-6060 & LM-400, Dover Motion, Boxborough, MA, USA) for needle insertion (Fig. 5.1c), consistent with our prior work [135]. Each artificial tissue underwent a dozen insertion trials, with a maximum depth of 120 mm. We acquired the optical reference state of the needle in a straight needle jig. Before each insertion trial, we captured a stereo image pair to establish a reference. After the needle was inserted, we captured another stereo image pair and collected optical data from each fiber. These data served both as ground truth and as information for shape-sensing purposes.

For the real tissue experiments, we acquired bovine meat which possessed a stiffness varying between soft and hard artificial tissues. We followed a similar experimental setup to the artificial tissue insertions, with the exception of using a mobile CBCT imaging robotic system (Loop-X, medPhoton, Brainlab) instead of using stereo-vision to acquire the needle's ground truth data (Fig. 5.1d). We conducted a dozen insertions in the meat model, with a maximum depth of 120 mm. We collected 3D CBCT data before the first insertion and after each trial, along with optical data from each fiber for ground truth and shape-sensing information, respectively. The CBCT reconstruction process involves segmenting fiducials through image thresholding, determining their positions in CBCT space with K-means, and aligning them with their actual locations in the needle box's frame via point cloud registration. Similarly, we segmented the needle through CBCT image thresholding and identify its centerline in CBCT space (Fig. 5.1e), which was then interpolated and smoothed using 3^{rd} order 3D B-splines. Finally, we mapped the needle shape in CBCT space into box coordinates using a point cloud registration using the fiducials.

In tissue insertion experiments, OFDR shape-sensing and error estimation followed the same approach detailed in Section 5.3.3. The needle tip, consistently identified and matched in biplanar images during gel phantom experiments, was used as a reference point for aligning needle shapes obtained via OFDR shape-sensing, stereo reconstruction, and CBCT reconstruction. A point-cloud registration aligned the shapes after adjusting their lengths and sample counts to same values.

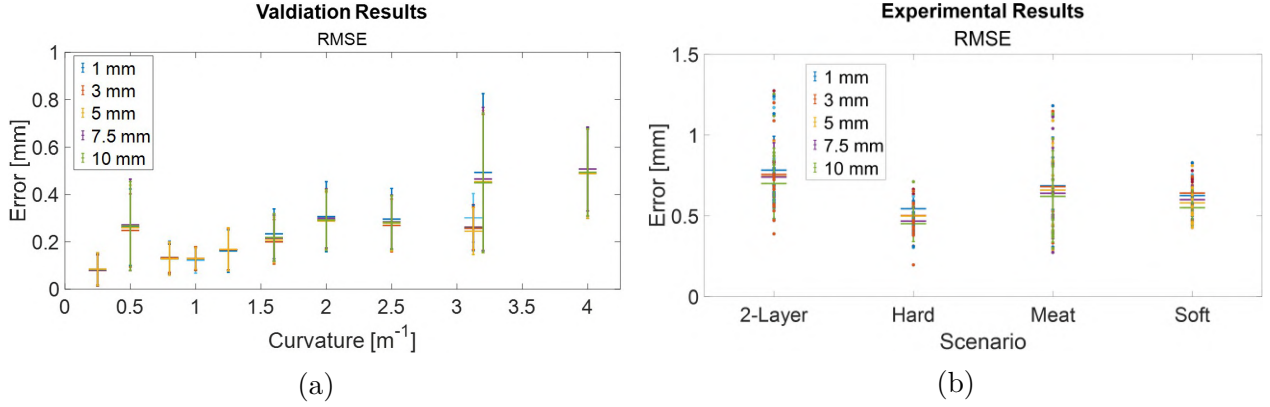


Figure 5.3 (a) Shape reconstruction results for both calibration and validation datasets. (b) Experimental results in artificial and real tissues.

5.4 Results and Discussion

5.4.1 Sensor Calibration and Tip Deflection

Fig. 5.2a illustrates the declining trend of output-to-real curvature ratios across all calibration curvatures at a spatial resolution of 10 mm, suggesting lower strain values closer to the needle tip. Curvature-dependent trends among the ratios were quantified through curve fitting: 0.25 to $1.6 m^{-1}$ used third-degree polynomials, and 1.6 to $4 m^{-1}$ used exponential base 2 functions. Coefficients from these fittings were also curve-fitted as functions of curvature with third-degree polynomials (Fig. 5.2c and Fig. 5.2d). Using these quantified ratios to compensate for tip strain reduction, we refined calibration parameters along the sensor's length. Averaging calibration dataset results (Fig. 5.2b) yielded optimal flexible needle shape-sensing.

The shape errors for both calibration and validation datasets are shown in Fig. 5.3a. The average RMSE values obtained for the validation-only grooves, i.e., curvatures of 0.8, 1.25, and $3.125 m^{-1}$, were 0.13 ± 0.06 mm, 0.17 ± 0.09 mm, and 0.26 ± 0.10 mm, respectively. Needle deflections during procedures like prostate interventions are typically minimal, which

is why curvatures $< 1.5 \text{ m}^{-1}$ hold greater significance in clinical applications. An average RMSE of $0.15 \pm 0.09 \text{ mm}$ is achieved for all curvatures $< 1.5 \text{ m}^{-1}$. Fig. 5.3a shows that when superimposing results from all spatial resolutions, there is little change in shape errors for both smaller and larger curvatures. This is attributed to the reconstruction model’s characteristics and the noise in strain signals. The iterative segment-by-segment reconstruction from the sensor’s base leads to cumulative errors. Our previous simulations have demonstrated that position error increases with spatial resolution and noise amplitude [26]. Hence, while sensitivity increases with larger spatial resolution, shape error remains relatively consistent.

5.4.2 Synthetic and Real Tissue Experiments

We report insertion experiment results in diverse materials, including single-layer soft, single-layer hard, and double-layer soft-hard artificial tissues, along with real animal tissue. Fig. 5.3b displays RMSE results across all experimental configurations. Our shape-sensing approach consistently performs well across a wide range of insertion scenarios. The RMSE results range from $0.55 \pm 0.11 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.63 \pm 0.11 \text{ mm}$ (1 mm) for soft tissue, $0.45 \pm 0.11 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.54 \pm 0.08 \text{ mm}$ (1 mm) for hard tissue, $0.70 \pm 0.22 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.78 \pm 0.21 \text{ mm}$ (1 mm) for double-layer tissue, and $0.62 \pm 0.28 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.69 \pm 0.30 \text{ mm}$ (1 mm) for animal tissue.

As expected, homogeneous tissues (soft and hard phantoms) yielded slightly better results compared to non-homogeneous tissues (double-layer and meat), with RMSE values ranging from $0.50 \pm 0.12 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.58 \pm 0.10 \text{ mm}$ (1 mm) versus RMSE values ranging from $0.67 \pm 0.24 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.74 \pm 0.25 \text{ mm}$ (1 mm). This difference arises from noisier stereo images in the case of the double-layer tissue and increased variability in needle deflections during insertions into non-homogeneous tissues. This confirms the observed phenomena that more complex shapes result in larger reconstruction errors [26].

Fig. 5.3b illustrates that the results remain consistently reliable across various spatial resolutions, with a slight improvement observed in larger spatial resolutions. However, smaller spatial resolutions may be desirable for clinical applications requiring more data points. In summary, our method achieves submillimeter accuracy, with RMSE values ranging from $0.58 \pm 0.21 \text{ mm}$ (10 mm) to $0.66 \pm 0.20 \text{ mm}$ (1 mm) across all experiments. This level of accuracy meets the typical requirements for surgical interventions.

5.4.3 Comparison with Discrete Sensorized Needles

By comparing the tissue insertion results presented here with previous synthetic experiments in [135], where in both cases we used stereo vision for ground truth comparison, important differences can be established. Our previous work employed a Lie-group theoretic approach with a four-active-area FBG-sensorized needle for shape assessment during insertion into artificial tissues similar to those in our current study. At a 125 mm insertion depth, this approach yielded RMSE values of 0.41 ± 0.14 mm in soft tissue, 0.45 ± 0.16 mm in hard tissue, and 0.26 ± 0.04 mm in double-layer soft-hard tissue. Furthermore, we can compare our results in animal tissue with our recent research [140]. In the latter, a single-core sensorized needle [135] yielded an RMSE of 0.59 ± 0.28 mm, while a multi-core fiber, which exhibited an RMSE of 0.27 ± 0.09 mm in soft phantom tissue, achieved an RMSE of 0.80 ± 0.31 mm.

Our results using the distributed sensorized needle show similarities to results with discrete sensorized needles, though a minor increase in errors is observed in artificial tissues. Importantly, our approach overcomes certain limitations. Unlike our previous method in [135], the method employed in this study doesn't require prior knowledge of tissue properties, the specific shape to be reconstructed, or needle deflection amplitude. It achieves this without complex equation-solving, using trigonometric and geometric models. Additionally, there is no need for spatial interpolation to estimate curvature between sensing points since the measured strain is fully distributed along the needle.

5.4.4 Source of Errors on Shape Sensing Accuracy

Shape tracking errors arise from several factors: limitations in the geometric reconstruction model, sensor torsion, noise in strain signals, artifacts in shape visualization through stereo vision and CBCT imaging, and the gap between the needle's inner stylet and outer sheath. To counter error accumulation during segmented reconstruction, particularly over longer lengths, one strategy is to monitor the curvature difference between consecutive segments, taking corrective actions if it exceeds a predetermined threshold [141]. Device torsion significantly impacts shape tracking accuracy by altering the calibration-derived ϕ_1 values, necessitating a compensation strategy during tissue insertion. The strain induced by twisting remains relatively low due to sensor fiber proximity and pitch [120, 121]. Integrating additional fibers and inducing a controlled pitch during the polymer extrusion process can enhance torsion sensitivity [122]. A potential twist detection method involves comparing strain measurements from outer cores to inner cores, similar to Ko et al.'s approach [123]. These measures would collectively address the impact of device torsion. However this remains lim-

ited to compare to catheter guidance [26]. To minimize stochastic noise in distributed strain signals, a deeper analysis is required to identify its sources and plan potential hardware adjustments. Discrepancies between experimental and ground truth shapes are often linked to artifacts from stereo vision and CBCT imaging. For artificial tissue scenarios, improving needle segmentation by using clearer materials and optimizing the tissue fabrication process to reduce air bubbles can help mitigate these imaging issues. Implementing the aforementioned modifications to our measurement approach can significantly improve sensor position accuracy. Lastly, the gap between the needle’s inner stylet (813 μm OD) and outer sheath (838 μm ID) causes slightly varying deflection patterns between the two, introducing errors in OFDR-measured shapes compared to those from imaging modalities.

5.5 Conclusion

In this study, we demonstrated a 3D shape reconstruction method for flexible surgical needles guided by a linear stage in both artificial and real tissues, using a fiber triplet embedded with distributed gratings and an OFDR technique. We validated our method by comparing it to ground-truth data obtained from stereo vision (gel phantom insertions) and CBCT imaging (real animal tissue insertions). Following thorough needle calibration and a novel tip curvature compensation approach, our method achieved reliable errors in shape tracking, meeting the required clinical accuracy standards. Future research will explore real-time shape sensing using an OFDR interrogator with multiple channels to assess our method’s accuracy over time and varying insertion depths. Additionally, we will investigate scenarios where the needle adopts an S-shaped configuration and develop a method to correct needle torsion.

Acknowledgment

The authors would like to thank Anthony Roberge, Pierre Lorre and Boston Scientific Corporation for their contributions in fabricating the sensor and Frédéric Monet for his useful insight and guidance. The authors declare no conflicts of interest related to this research.

CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

6.1 Comparaison avec les travaux de la littérature

Les performances de notre capteur de forme ont été évaluées sur deux outils chirurgicaux de différentes longueurs, soit un cathéter pour les interventions intravasculaires et une aiguille chirurgicale flexible pour les interventions percutanées sur la prostate. Le design que nous proposons peut être comparé en termes de méthodologie et de résultats à d'autres de la littérature, qui ont été révisés dans la section 2.

6.1.1 Méthodologie

Tout d'abord, l'inscription des réseaux dans les fibres revêtues de polyimide à l'aide d'un procédé d'écriture par laser femtoseconde remplace la méthode d'exposition aux UV, qui requiert le retrait du revêtement et donc compromet l'intégrité de la fibre et la rend fragile. Le revêtement en polyimide, avec sa température de fusion élevée, est également idéal pour le processus d'extrusion du triplet de fibres, contrairement par exemple à l'acrylate. Aussi, le profil *chirpé* des réseaux continus est avantageux par rapport, par exemple, à un profil uniforme ou ultra-faible, puisqu'il réduit les pertes d'insertion sans sacrifier le SNR.

Ensuite, la méthode d'extrusion utilisée pour assembler les trois fibres en un triplet offre plusieurs avantages, notamment par rapport aux méthodes de collage à l'époxy ou à la colle UV. En effet, l'approche par extrusion garantit un diamètre plus constant, facilite l'assemblage des fibres sur d'importantes longueurs, permet d'obtenir un capteur flexible, robuste et avec une disposition stable des fibres sur toute sa longueur, et elle peut être adaptée selon les applications désirées. Par exemple, l'ajout de fibres supplémentaires pour plus de fonctionnalités et l'ajustement de la distance entre les fibres pour régler la sensibilité à la flexion, l'une des limitations des fibres MCF, sont possibles avec cette approche. Aussi, le choix d'un copolymère de polyéthylène-polypropylène a permis d'optimiser la transmission de la contrainte aux fibres, qui est souvent problématique lorsque de la colle époxy est utilisée.

Enfin, contrairement à certaines méthodes proposées dans la littérature (par exemple [51,134,135]), notre approche de reconstruction de forme ne requiert pas la résolution d'équations complexes, comme des intégrales, ou la connaissance au préalable des propriétés des tissus et des déviations probables de l'outil, ce qui contribue à sa praticabilité clinique. De plus, grâce aux mesures distribuées de la déformation, notre approche ne requiert pas d'interpolation spatiale pour reconstruire la forme du capteur et n'est donc pas confrontée aux

mêmes imprécisions potentielles dans l'estimation de la courbure que les méthodes de mesures discrètes. Le placement et l'alignement précis des FBG pour optimiser la détection sont d'autres défis des chaînes de FBG. La nature distribuée de notre capteur, combinée à une approche de calibration exhaustive, a éliminé la nécessité d'un positionnement et d'un alignement précis des fibres et donc a simplifié l'assemblage du dispositif.

Bien que la méthode suivie soit supérieure sur certains aspects par rapport à certaines méthodes de la littérature, plusieurs défis peuvent être identifiés sur les plans de la fabrication des réseaux, de l'assemblage du capteur et de l'outil, des expériences de reconstruction de forme et du traitement des données.

Tout d'abord, la complexité de l'alignement du laser sur d'importantes longueurs de fibre, comme il a été le cas dans ce travail, introduit des fluctuations dans l'amplitude du signal, ce qui requiert un interrogateur avec une grande plage dynamique pour éviter que le signal ne présente des zones mortes. À l'opposé, les méthodes interférométriques, par exemple l'exposition UV à travers un masque de phase, ne sont pas confrontées à cette difficulté et produisent donc des signaux plus uniformes. De plus, une chute abrupte du signal de certains réseaux peut être observée après 1 m, attribuable aux contraintes de l'équipement d'écriture. La technique DTG, permettant l'inscription des réseaux en continu pendant l'étirement de la fibre, permet d'éviter ce problème. Enfin, la fixation inadéquate de la fibre entre les pinces de la station d'écriture a causé des différences entre les spectres de fréquence des réseaux, ce qu'il a fallu prendre en compte pendant l'acquisition des données [85].

Deuxièmement, l'assemblage du capteur et de l'outil a également soulevé des préoccupations. En effet, le capteur inséré dans le cathéter n'était pas solidement fixé aux parois de la lumière et a donc été sujet à des déplacements additionnels indésirables à l'intérieur de l'outil et à un transfert imparfait de la déformation du cathéter. De plus, l'espace non négligeable entre le capteur et l'outil contribue aux erreurs entre les reconstructions et les formes de référence. Ces sources d'erreur ne sont toutefois pas uniques à notre méthode puisqu'on les retrouve également dans la littérature.

Ensuite, la torsion de l'outil pendant sa manipulation est une autre limitation de notre méthode, mais est également fréquente dans la littérature. Un bruit de nature stochastique dans les signaux de déformation, probablement d'origine matérielle, ainsi que des artefacts en provenance des gabarits sur papier millimétrique et des techniques d'imagerie sont d'autres sources d'erreur de la méthode. De plus, la reconstruction de forme en S a requis la calibration du capteur au préalable dans la même configuration, ce qui souligne notamment la nécessité de mettre au point une technique de compensation de la torsion, qui est plus importante lors de l'application de plusieurs points d'inflexion. Enfin, la précision de la reconstruction

en temps réel mériterait d'être évaluée plus rigoureusement que ce qui a été accompli dans le premier article.

Pour finir, au niveau du traitement des données, le modèle géométrique employé pour reconstruire la forme du capteur cause la propagation de l'erreur d'un segment à l'autre, ce qui cause d'importantes erreurs de reconstruction, surtout sur les grandes longueurs. L'OFDR, bien que puissante, implique des compromis entre la longueur de détection et la résolution spatiale, entre la résolution spatiale et la sensibilité ainsi qu'entre la vitesse d'acquisition et la plage fréquentielle.

6.1.2 Résultats

Au niveau des résultats, nos expériences de suivi de forme ont donné des résultats prometteurs. Notre analyse a révélé des erreurs qui se rapprochent de la précision demandée dans les milieux cliniques et qui sont du même ordre que la plupart des résultats rapportés dans la littérature, soit typiquement autour de 1% de la longueur totale de détection. De plus, nos expériences préliminaires de suivi de forme en temps réel dans un fantôme de poumon ont été réalisées à des taux de rafraîchissement élevés (au moins 7 Hz).

En comparant le travail accompli dans cette maîtrise à d'autres travaux de recherche dans la littérature, certains de ces derniers ne fournissent pas d'évaluation complète selon différents scénarios, ce qui ne permet pas de supposer leur applicabilité à plus grande échelle. Une comparaison avec des résultats obtenus sur un tissu animal dans le cadre d'une recherche récente [140] a confirmé la compétence de notre capteur. Dans l'ensemble, nos résultats sont cohérents avec ceux présentés dans la littérature récente. Cependant, à la différence de nombreux travaux existants, nous nous sommes penchés sur la reconstruction d'une forme aiguë en S. De plus, pour améliorer la précision de la reconstruction de forme dans une aiguille, la réduction de la déformation mesurée à l'extrémité du capteur a été compensée.

6.2 Améliorations possibles

Les limitations de la méthode soulignent la complexité de notre travail, mais aussi les avenues pour de futures améliorations.

6.2.1 Conception du capteur

Pour améliorer davantage la performance du capteur de forme, des modifications pourraient être apportées à son design et au processus de fabrication. D'abord, l'automatisation

de l'inscription des réseaux permettrait d'améliorer leur reproductibilité et leur uniformité, surtout si l'on considère les inconsistances introduites par la méthode manuelle point par point sur de grandes longueurs de fibre [85]. De plus, l'augmentation de la rétrodiffusion en exposant des fibres avec un revêtement transparent aux UV serait une avenue intéressante, car elle permettrait une inscription plus rapide tout en préservant l'intégrité structurelle des fibres.

Enfin, remplacer les réseaux *chirpés* par des ROGUE (voir section 2.4.3), advenant la disponibilité d'un interrogateur compatible, serait avantageux. Effectivement, bien qu'un FBG *chirpé* et un ROGUE se caractérisent tous deux par une rétrodiffusion amplifiée et de larges bandes passantes, leur efficacité en matière de détection distribuée diffère. Les ROGUE, par leur structure au caractère aléatoire contrôlé pour maximiser la rétrodiffusion, ont une excellente sensibilité. La structure des FBG *chirpés* est, quant à elle, principalement conçue pour compenser la dispersion des signaux lumineux, et est donc principalement avantageuse dans le domaine des communications. Par conséquent, les ROGUE sont généralement plus appropriés que les FBG *chirpés* pour les applications de détection précise. Aussi, la fabrication d'un ROGUE, un processus aléatoire contrôlé, est plus simple, plus rapide et plus abordable que celle d'un FBG *chirpé*, qui exige un contrôle précis de la variation de la période du réseau [82].

En ce qui concerne la structure du capteur, l'assemblage des fibres en triplet pourrait être amélioré en induisant une rotation axiale contrôlée pendant le processus d'extrusion, ce qui faciliterait l'ajout d'une fonction de détection de la torsion [122]. D'autre part, l'utilisation d'une MCF hélicoïdale, contrairement à plusieurs SCF, simplifierait le processus d'assemblage et minimiserait les erreurs [110]. En mettant au point une tête d'extrusion sur mesure, des fibres supplémentaires pourraient être incluses dans l'assemblage à des fins de détection multimodale, telle que pour la détection de la température, du débit ou de la pression. Toutefois, cela implique un compromis entre avoir plus de fonctionnalités et maintenir la flexibilité du capteur. Bien que l'emploi d'une MCF serait une solution intéressante, la proximité des coeurs introduit un compromis entre la sensibilité du capteur et sa flexibilité [37].

Enfin, afin d'optimiser le transfert de contrainte et d'éviter les recalibrations trop fréquentes, le capteur doit être sécurisé dans l'outil dans lequel il est inséré. Aussi, l'alignement précis des signaux des fibres est essentiel et peut être réalisé par diverses méthodes. Bien que la coupe de l'extrémité du capteur offre une solution directe, elle nécessite l'ajustement de l'indice de réfraction à l'extrémité coupée pour atténuer les réflexions qui ajoutent du bruit dans les signaux des fibres.

6.2.2 Acquisition de données

L'amélioration du processus d'acquisition des données serait une autre étape dans l'amélioration de la performance du capteur. Une première mesure serait d'automatiser les étapes de calibration pour résoudre les problèmes liés à la consistance et à l'efficacité [142]. L'utilisation d'un interrogateur équipé de plusieurs canaux et d'une vitesse d'acquisition en temps réel, par exemple le Luna ODiSI 6100, permettrait d'accélérer et d'uniformiser considérablement le processus. De plus, les données acquises et analysées en temps réel pourraient être affichées par un logiciel de visualisation de forme pour fournir un retour d'information visuel précieux dans le cadre d'interventions médicales.

6.2.3 Mesure de la torsion

Plusieurs approches peuvent distinguer la torsion de la flexion du capteur. Une première approche consiste à orienter différemment les coeurs par rapport à l'axe neutre et à comparer leurs signaux de rétrodiffusion pour déterminer si la déformation est due à la flexion ou à la torsion. En effet, dans une configuration typique comme celle du capteur qui a été fabriqué dans le cadre de ce projet, les coeurs sont orientés axialement, ce qui leur permet de détecter les déformations dues à l'étirement ou à la compression. Toutefois, cette configuration ne permet pas de distinguer facilement la déformation axiale due à la flexion de celle due à la torsion. En positionnant les coeurs radialement, c.-à-d. perpendiculairement à l'axe central du capteur, ils deviennent très sensibles aux déformations causées par la torsion, d'origine radiale et donc distinctes de celles causées par la flexion [143].

Une autre approche de distinction entre la flexion et la torsion consiste à surveiller les changements d'état de polarisation de la lumière dans les PMF. En effet, l'effet unique de la torsion sur l'état de polarisation de la lumière se distingue du grand changement d'amplitude du signal causé par la flexion [144]. L'utilisation d'équipement spécialisé, tel qu'un polarimètre, permet de suivre les changements subtils, mais distincts de l'état de polarisation causés par la torsion. La détection des variations de phase de la lumière rétrodiffusée peut également servir à mesurer la torsion. La déformation causée par la torsion peut être distinguée de celle causée par la flexion puisque la torsion cause des changements de phase symétriques autour de l'axe neutre du capteur [145].

Les caractéristiques des MCF peuvent également être exploitées pour la mesure de la torsion. D'abord, le couplage entre les coeurs d'une MCF varie en fonction de la flexion et de la torsion. La torsion de la fibre modifie les positions relatives des coeurs ainsi que la phase de la lumière, ce qui a un impact sur le couplage et le motif d'interférence [146]. De plus, dans

les MCF hélicoïdales, les coeurs externes sont soumis à une déformation plus importante que les coeurs internes lors de la torsion de la fibre. Cette distribution de la déformation permet la détection de l’amplitude et de la direction de la torsion appliquée [123].

6.2.4 Améliorations logicielles

L’approche de reconstruction segment par segment étant une source importante d’erreur, le déploiement d’une stratégie corrective est nécessaire pour améliorer la fiabilité de la méthode. L’analyse de la courbure locale selon des seuils prédéfinis, comme mentionnée dans les deux articles, pourrait aider à identifier et à corriger les courbures improbables [19]. Une autre approche pourrait consister à entraîner un algorithme d’apprentissage automatique sur une banque de données procédurales pour ensuite apporter des mesures correctives aux formes reconstruites. L’apprentissage automatique est également une avenue très intéressante pour la prédiction de forme, en particulier de la déviation de l’aiguille pendant les interventions percutanées sur la prostate. En effet, les nombreuses variables inhérentes à l’anatomie humaine et les nuances procédurales peuvent être prises en compte dans l’apprentissage des algorithmes pour prédire en temps réel les déviations des aiguilles. Cette approche prédictive pourrait réduire considérablement les risques de lésions tissulaires involontaires ou de placement inadéquat de l’aiguille en permettant aux chirurgiens d’anticiper les ajustements à faire. Les modèles d’apprentissage automatique pourraient être optimisés et adaptés à différentes tailles, densités et morphologies de la prostate en les entraînant sur de vastes banques de données procédurales [147].

6.3 Valeur de la méthode pour les chirurgies minimalement invasives

Ce mémoire a souligné à plusieurs occasions la nécessité d’améliorer la navigation et le retour d’information peropératoire pendant les CMI, en particulier pendant l’ATP, les biopsies et les thérapies focales sur la prostate. Le capteur qui a été mis au point et validé dans le cadre de ce projet, spécifiquement conçu pour la détection de forme, est un pas vers l’intégration de cette technologie dans les démarches cliniques. Les risques d’endommager les structures et les tissus environnants sont parmi les principales préoccupations des CMI, souvent attribués au manque de données spatiales des techniques de suivi traditionnelles, présentées à la section 2.1.

La praticabilité de la méthode a été évaluée dans divers scénarios : avec des gabarits 2D et 3D et, pour imiter la consistance et le comportement des tissus humains, avec des tissus synthétiques et un tissu bovin ex vivo. Ces expériences ont notamment permis de simuler de

manière réaliste l'influence des tissus et des contraintes anatomiques sur la déformation des outils médicaux. Les performances du capteur dans ces scénarios sont de bons indicateurs de son applicabilité potentielle dans des contextes cliniques et ouvrent la voie à de futurs travaux de recherche.

En poursuivant l'optimisation et la validation du capteur conçu dans le cadre de ce projet de maîtrise, son utilisation pour le suivi de forme en continu des outils médicaux est réaliste et même envisageable. En améliorant le placement des instruments, les lésions pourraient être ciblées et les traitements délivrés plus précisément et avec moins de risques et de complications. La fusion du capteur avec des modalités d'imagerie améliorerait encore davantage la sécurité et l'efficacité des CMI. En effet, la superposition de la forme du capteur en temps réel aux images de fluoroscopie ou d'IRM fournirait aux médecins un guide visuel complet pendant les procédures. Aussi, considérant que l'ATP traditionnelle implique la fluoroscopie en continu, ce qui expose le patient à un niveau élevé de rayons X, la fusion avec le suivi de forme du capteur optique réduirait l'utilisation de l'imagerie radiographique et donc serait une approche plus sécuritaire. De plus, cette approche holistique compenserait les limites des modalités d'imagerie. Par exemple, l'IRM fournit des images avec de bons contrastes, mais différées, une limite à laquelle le capteur optique peut répondre. La création de cartes procédurales 3D détaillées serait également possible en combinant les données des deux modalités. Cette cartographie détaillée est précieuse pour le guidage opératoire et pour l'évaluation et la documentation postopératoire. Pour finir, l'établissement de boucles de rétroaction, possible avec l'approche par fusion, garantit un contrôle plus précis lors des chirurgies robotisées [148].

CHAPITRE 7 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

7.1 Synthèse des travaux

Les travaux de recherche menés dans le cadre de ce projet de maîtrise ont conduit à de nombreuses contributions notables à la navigation pendant les CMI, en particulier sur les plans de la fabrication, de l'assemblage et de la calibration du capteur, ainsi que sur ceux de l'acquisition et du traitement des données expérimentales.

Concernant la fabrication du capteur, l'approche suivie a préservé l'intégrité des fibres pendant les étapes d'inscription des réseaux et d'extrusion du triplet dans un polymère, ainsi que pendant la manipulation du capteur dans les expériences de reconstruction de forme. Aussi, l'augmentation de la rétrodiffusion des fibres par l'inscription de réseaux continus *chirpés* sur 1.5 m a amplifié significativement le SNR du capteur, tout en minimisant les pertes d'insertion. La technique d'assemblage des fibres par extrusion dans un polymère est avantageuse par rapport aux méthodes conventionnelles, garantissant uniformité, flexibilité et adaptabilité.

Sur le plan du modèle de reconstruction de forme, sa simplicité et son efficacité ont été démontrées expérimentalement dans des fantômes, des tissus synthétiques et un tissu bovin. La méthode évite la résolution d'équations complexes et n'exige pas de connaissances préalables sur les propriétés des tissus et les déformations anticipées des outils. Une caractéristique distinctive de ce travail de recherche est le développement d'une technique pour compenser la réduction de la déformation mesurée à l'extrémité du capteur, en particulier lors de son utilisation dans une aiguille chirurgicale, pour améliorer la précision de la reconstruction de forme. Les résultats obtenus sont prometteurs, révélant une précision conforme aux exigences cliniques, avec de petites marges d'erreur. De plus, avec un instrument de mesure approprié, la capacité du capteur à fournir la forme à des taux de rafraîchissement élevés est un atout important. En combinant une approche de calibration exhaustive avec la mesure distribuée de la déformation, les imprécisions souvent associées aux méthodes de mesure discrètes sont évitées.

En ce qui concerne les applications cliniques, le design de la technologie représente une avancée dans l'amélioration de la navigation pendant les CMI. Il a le potentiel d'augmenter la précision du placement des instruments, réduisant ainsi les risques associés aux interventions. Le capteur présente une capacité d'intégration avec les modalités d'imagerie, promettant de réduire l'exposition aux radiations et de compenser leurs limitations. Aussi, cette approche

par fusion favoriserait la création de boucles de rétroaction et de cartes anatomiques pour garantir une plus grande précision chirurgicale. Bref, une solution de navigation et de localisation complète et robuste pourrait être offerte aux cliniciens. Enfin, en ayant testé le capteur à l'intérieur de différents outils médicaux d'intervention, on peut conclure que la technologie est aisément transposable à d'autres équipements et applications.

7.2 Contraintes rencontrées

Plusieurs contraintes de nature matérielle, temporelle et de personnel d'expertise ont été rencontrées à chaque étape des travaux de recherche. Lors de l'inscription des réseaux, la disponibilité du matériel d'inscription, tel que le laser femtoseconde et la station d'écriture, était essentielle. De plus, cette étape a requis l'expertise de personnel formé à cette tâche, ce qui a accentué les contraintes temporelles. Ensuite, pour l'extrusion du triplet de fibre, la disponibilité du personnel formé et de l'extrudeuse a ralenti le processus de fabrication du capteur. La complexité et la durée importante de l'inscription des réseaux préalablement au processus d'extrusion n'ont laissé que peu de marge pour l'erreur, rendant cette étape particulièrement délicate.

En ce qui concerne l'acquisition des données, des contraintes ont été imposées par les interrogateurs OFDR. En effet, le système Summit a exigé un certain contrôle sur le profil aléatoire des réseaux pour obtenir des spectres de fréquence compatibles. De plus, le développement d'un logiciel de communication maison a été nécessaire pour assurer l'acquisition et le traitement des données avec notre modèle de reconstruction en temps réel. L'interrogateur ODiSI-B a lui aussi posé des défis spécifiques. Un logiciel de post-traitement des données optiques temporelles a dû être développé pour obtenir des signaux de déformation significatifs. De plus, l'ODiSI-B n'ayant qu'un seul canal, les signaux de rétrodiffusion des fibres ont été acquis séparément pour minimiser la présence de bruit, ce qui a significativement ralenti les étapes de calibration et de reconstruction de forme.

L'utilisation du Loop X, un instrument d'imagerie CBCT, a présenté ses propres défis. En effet, il a limité le nombre d'acquisitions dans le tissu bovin à cause de problèmes de surchauffe, exigeant des pauses fréquentes. De plus, l'instrument n'était pas toujours disponible ou fonctionnel pour notre utilisation. Enfin, l'expertise et la disponibilité d'un étudiant au doctorat à l'université Johns Hopkins ont été indispensables pour plusieurs tâches, telles que le contrôle du robot d'insertion, la fabrication des tissus synthétiques, l'utilisation d'installations de machinerie, ainsi que le traitement des données de référence obtenues par caméras stéréo et imagerie CBCT.

7.3 Atteinte des objectifs et perspectives

Mon projet de maîtrise avait pour objectif de contribuer au progrès des CFO pour les CMI. Avec du recul, je vois dans quelle mesure j'ai atteint mes objectifs initiaux et ce qui va exiger du travail supplémentaire. L'objectif principal de la détection de forme d'instruments médicaux, incluant ses trois sous-objectifs de fabrication, calibration et validation du capteur, ont été atteints avec succès. En effet, la reconstruction de forme a été rigoureusement évaluée et a démontré une grande précision dans divers scénarios expérimentaux.

Un autre objectif de mon projet de maîtrise était d'explorer la détection multimodale, y compris la détection de force, du débit et de la pression, étant donné la valeur que ces fonctions ajouteraient pour les applications chirurgicales et qu'à notre connaissance, il n'y a aucune technologie qui les intègre toutes. En ce qui a trait à la détection de force, des études préliminaires utilisant le modèle Cosserat ont été entreprises. Cette méthode permet d'extrapoler les forces appliquées à partir de la forme de la structure, obtenues avec le capteur. Bien que l'intégration et la validation complètes de la détection de force soient encore en cours, cette fonctionnalité supplémentaire signalerait la résistance rencontrée par l'outil pendant les CMI, et donc contribuerait à éviter l'application d'une force excessive et des complications potentielles [149].

De plus, des objectifs de détection du débit et de la pression endovasculaire avaient également été fixés au début du projet, car ces fonctions fourniraient des informations clés au diagnostic et au traitement des sites d'occlusion. Effectivement, ces mesures aident les cliniciens à comprendre la gravité des occlusions et à déterminer leur emplacement exact. Par exemple, une baisse significative de la pression ou du débit sanguin est indicative de la présence d'une obstruction. Aussi, les mesures de pression et de débit peuvent guider les stratégies de traitement, par exemple en contribuant à savoir si un patient nécessite une intervention mineure ou majeure. En aidant les cliniciens à évaluer la réponse compensatoire de l'organisme, elles peuvent également contribuer à l'évaluation des risques, y compris une éventuelle rupture ou une ischémie sévère. L'efficacité d'une intervention peut aussi être évaluée par ces mesures, considérant qu'une amélioration du flux sanguin et une stabilisation de la pression signifient généralement la réussite du traitement. Enfin, les mesures de débit et de pression facilitent la personnalisation des approches thérapeutiques pour garantir des soins individuels optimaux aux patients [150, 151].

Malgré les avantages de ces fonctionnalités, leur ajout s'est avéré trop ambitieux dans le cadre et le délai d'une maîtrise, le développement et la validation du capteur de forme ayant exigé à eux seuls une attention considérable. Chacune de ces modalités de détection

présente son propre ensemble de défis de développement, y compris la nécessité de principes de détection différents. Ces objectifs pourraient cependant être au centre d'un projet de doctorat.

L'interférométrie Fabry-Perot pourrait être utilisée pour la détection de la pression. Un interféromètre de Fabry-Perot est composé d'une cavité formée de deux miroirs, où la lumière se reflète plusieurs fois et génère un motif d'interférence. Ce motif change lorsqu'une pression externe déforme l'un des miroirs et modifie donc la longueur de la cavité. En mesurant ce changement, soit par l'intensité ou par le déplacement de la longueur d'onde, le système peut le traduire directement en valeurs de pression [152]. La mesure du débit peut, quant à elle, exploiter l'effet Doppler, en se concentrant sur le changement de fréquence qui se produit lorsque la lumière se diffuse sur les particules sanguines en mouvement. Dans cette approche, la lumière d'une fibre optique est dirigée dans la circulation sanguine et se disperse au contact des globules rouges ou d'autres cellules. La lumière diffusée qui revient à la fibre a une fréquence décalée due au mouvement de ces particules. L'analyse de ce décalage permet de déterminer la vitesse du flux sanguin [153].

RÉFÉRENCES

- [1] M. P. Hartung, T. M. Grist et C. J. François, “Magnetic resonance angiography : current status and future directions,” *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 13, n°. 1, p. 19, 2011. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1186/1532-429X-13-19>
- [2] Y. Saito, Y. Kobayashi, K. Fujii, S. Sonoda, K. Tsujita, K. Hibi, Y. Morino, H. Okura, Y. Ikari, K. Kozuma et J. Honye, “Cvit 2023 clinical expert consensus document on intravascular ultrasound,” *Cardiovascular Intervention and Therapeutics*, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s12928-023-00957-4>
- [3] P. Yan, S. Xu, B. Turkbey et J. Kruecker, “Optimal search guided by partial active shape model for prostate segmentation in TRUS images,” dans *Medical Imaging 2009 : Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, M. I. Miga et K. H. Wong, édit., vol. 7261, International Society for Optics and Photonics. SPIE, 2009, p. 72611G. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.811713>
- [4] D. Tosi, M. Sypabekova, A. Bekmurzayeva, C. Molardi et K. Dukenbayev, *2 - Principles of fiber optic sensors*. Academic Press, 2022, p. 19–78. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128194676000160>
- [5] T. Hayashi, *Chapter 9 - Multi-Core Optical Fibers*. Boston : Academic Press, 2013, p. 321–352. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123969583000093>
- [6] H. M. El-Gammal, N. E. Ismail, M. R. M. Rizk et M. H. Aly, “Strain sensing in underwater acoustics with a hybrid π -shifted fbg and different interrogation methods,” *Optical and Quantum Electronics*, vol. 54, n°. 4, p. 226, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s11082-022-03583-1>
- [7] M. Yau, T. Chan, D. Thambiratnam et H.-Y. Tam, “Using fiber bragg grating (fbg) sensors to measure vertical displacements of bridges - a preliminary study,” dans *Proceedings of the First International Conference on Engineering, Designing and Developing the Built Environment for Sustainable Wellbeing*, C. J. L. Cowled, édit. Australia : Queensland University of Technology, 2011, p. 308–311. [En ligne]. Disponible : <https://eprints.qut.edu.au/43408/>
- [8] M. W. Marcelo, C. S. B. A. Regina, A. R. Bessie et V. B. d. N. Fábio, *A Guide to Fiber Bragg Grating Sensors*. Rijeka : IntechOpen, 2013, p. Ch. 1. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.5772/54682>
- [9] J. Sahota, N. Gupta et D. Dhawan, “Fiber bragg grating sensors for monitoring of

- physical parameters : a comprehensive review,” *Optical Engineering*, vol. 59, n^o. 6, p. 060901, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/1.OE.59.6.060901>
- [10] A. Mohammed et S. Djurović, “A study of distributed embedded thermal monitoring in electric coils based on fbg sensor multiplexing,” *Microprocessors and Microsystems*, vol. 62, p. 102–109, 2018. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141933118301431>
- [11] S. Loranger, M. Gagné, V. Lambin-Iezzi et R. Kashyap, “Rayleigh scatter based order of magnitude increase in distributed temperature and strain sensing by simple uv exposure of optical fibre,” *Scientific Reports*, vol. 5, n^o. 1, p. 11177, 2015. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1038/srep11177>
- [12] A. Beisenova, A. Issatayeva, I. Iordachita, W. Blanc, C. Molardi et D. Tosi, “Distributed fiber optics 3d shape sensing by means of high scattering np-doped fibers simultaneous spatial multiplexing,” *Optics Express*, vol. 27, n^o. 16, p. 22 074–22 087, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-27-16-22074>
- [13] P. S. Westbrook, T. Kremp, K. S. Feder, W. Ko, E. M. Monberg, H. Wu, D. A. Simoff, T. F. Taunay et R. M. Ortiz, “Continuous multicore optical fiber grating arrays for distributed sensing applications,” *Journal of Lightwave Technology*, vol. 35, n^o. 6, p. 1248–1252, 2017. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/jlt/abstract.cfm?URI=jlt-35-6-1248>
- [14] S. Jäckle, T. Eixmann, H. Schulz-Hildebrandt, G. Hüttmann et T. Pätz, “Fiber optical shape sensing of flexible instruments for endovascular navigation,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 14, n^o. 12, p. 2137–2145, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s11548-019-02059-0>
- [15] J. Sonja, G.-V. Verónica, H. Felix von, E. Tim, S. Malte Maria, S.-H. Hinnerk, H. Gereon, E. Floris, K. Markus et P. Torben, “3d catheter guidance including shape sensing for endovascular navigation,” dans *Medical Imaging 2020 : Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, B. Fei et C. A. Linte, édit., vol. 11315, International Society for Optics and Photonics. SPIE, 2020, p. 1131504. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2548094>
- [16] F. Khan, A. Denasi, D. Barrera, J. Madrigal, S. Sales et S. Misra, “Multi-core optical fibers with bragg gratings as shape sensor for flexible medical instruments,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, n^o. 14, p. 5878–5884, 2019.
- [17] O. Al-Ahmad, M. Ourak, J. Van Roosbroeck, J. Vlekken et E. Vander Poorten, “Improved fbg-based shape sensing methods for vascular catheterization treatment,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, n^o. 3, p. 4687–4694, 2020.

- [18] F. Monet, S. Sefati, P. Lorre, A. Poiffaut, S. Kadoury, M. Armand, I. Iordachita et R. Kashyap, “High-resolution optical fiber shape sensing of continuum robots : A comparative study,” dans *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2020, p. 8877–8883.
- [19] F. Parent, S. Loranger, K. K. Mandal, V. L. Iezzi, J. Lapointe, J.-S. Boisvert, M. D. Baiad, S. Kadoury et R. Kashyap, “Enhancement of accuracy in shape sensing of surgical needles using optical frequency domain reflectometry in optical fibers,” *Biomedical Optics Express*, vol. 8, n°. 4, p. 2210–2221, 2017. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-8-4-2210>
- [20] A. Amantayeva, N. Adilzhanova, A. Issatayeva, W. Blanc, C. Molardi et D. Tosi, “Fiber optic distributed sensing network for shape sensing-assisted epidural needle guidance,” *Biosensors*, vol. 11, n°. 11, p. 446, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2079-6374/11/11/446>
- [21] C. Li, L. Zhang, X. Zhang, G. Liu et J. Zhao, “A compliant actuator for steering the needle within tissue with feedback of fbg-based shape sensing,” *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 356, p. 114340, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424723001899>
- [22] L. Zhang, C. Li, H. Dong, X. Liu, T. Sun, K. T. Grattan et J. Zhao, “Fiber bragg grating-based sensor system for sensing the shape of flexible needles,” *Measurement*, vol. 206, p. 112251, 2023.
- [23] D. A. Lezcano, Y. Zhetpissov, A. Cheng, J. S. Kim et I. I. Iordachita, “Optical fiber-based needle shape sensing in real tissue : Single core vs. multicore approaches,” *arXiv preprint arXiv :2309.04407*, 2023.
- [24] R. J. Roesthuis, M. Kemp, J. J. v. d. Dobbelsteen et S. Misra, “Three-dimensional needle shape reconstruction using an array of fiber bragg grating sensors,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, n°. 4, p. 1115–1126, 2014.
- [25] M. E. Froggatt et R. G. Duncan, “Fiber optic position and/or shape sensing based on rayleigh scatter,” 4 September 2008. [En ligne]. Disponible : <https://patents.google.com/patent/US7772541B2/en>
- [26] J. Francoeur, A. Roberge, P. Lorre, F. Monet, C. Wright, S. Kadoury et R. Kashyap, “Optical frequency domain reflectometry shape sensing using an extruded optical fiber triplet for intra-arterial guidance,” *Optics Express*, vol. 31, n°. 1, p. 396–410, 2023.
- [27] P. Lorre, F. Monet, M. Gauthier, A. Poiffaut, A. Roberge, S. Kadoury et R. Kashyap, *Extruded complex optical fiber structures for shape sensing and biomedical applications (Conference Presentation)*, ser. SPIE OPTO. SPIE, 2020, vol. 11283. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2546814>

- [28] R. L. Hardman, O. Jazaeri, J. Yi, M. Smith et R. Gupta, “Overview of classification systems in peripheral artery disease,” *Semin Intervent Radiol*, vol. 31, n^o. 4, p. 378–88, 2014.
- [29] B. H. Strauss, M. L. Knudtson, A. N. Cheema, P. D. Galbraith, G. Elbaz-Greener, W. Abuzeid, K. A. Henning, F. Qiu et H. C. Wijeyesundera, “Canadian multicenter chronic total occlusion registry : Ten-year follow-up results of chronic total occlusion revascularization,” *Circulation : Cardiovascular Interventions*, vol. 14, n^o. 12, p. e010546, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.121.010546>
- [30] S. c. d. cancer, “Statistiques sur le cancer de la prostate,” 2022. [En ligne]. Disponible : <https://cancer.ca/fr/cancer-information/cancer-types/prostate/statistics>
- [31] —, “Stades du cancer de la prostate,” 2021. [En ligne]. Disponible : <https://cancer.ca/fr/cancer-information/cancer-types/prostate/staging>
- [32] J. L. Ochsner, “Minimally invasive surgical procedures,” *Ochsner J*, vol. 2, n^o. 3, p. 135–6, 2000.
- [33] T. J. H. University, “Percutaneous transluminal angioplasty,” 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/percutaneous-transluminal-angioplasty>
- [34] C. J. White, *chapter 19 - Catheter-Based Intervention*. Philadelphia : W.B. Saunders, 2006, p. 293–302. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780721602844500257>
- [35] S. Banerjee, K. Sarode, A. Patel, A. Mohammad, R. Parikh, E. J. Armstrong, S. Tsai, N. W. Shammash et E. S. Brilakis, “Comparative assessment of guidewire and microcatheter vs a crossing device–based strategy to traverse infrainguinal peripheral artery chronic total occlusions,” *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 22, n^o. 4, p. 525–534, 2015. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1177/1526602815587707>
- [36] W. S. Weintraub et K. N. Garratt, “Should chronic total occlusion be treated with coronary artery bypass grafting ? chronic total occlusion should not routinely be treated with coronary artery bypass grafting,” *Circulation*, vol. 133, n^o. 18, p. 1818–25, 2016.
- [37] I. Floris, J. M. Adam, P. A. Calderón et S. Sales, “Fiber optic shape sensors : A comprehensive review,” *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 139, p. 106508, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143816620319461>
- [38] T. J. H. University, “Targeted biopsy : A smarter way to take prostate tissue samples,” 2016. [En ligne]. Disponible : <https://www.hopkinsmedicine.org/news/articles/2016/12/targeted-biopsy-a-smarter-way-to-take-prostate-tissue-samples>

- [39] I. A. Donaldson, R. Alonzi, D. Barratt, E. Barret, V. Berge, S. Bott, D. Bottomley, S. Eggener, B. Ehdaie, M. Emberton, R. Hindley, T. Leslie, A. Miners, N. McCartan, C. M. Moore, P. Pinto, T. J. Polascik, L. Simmons, J. van der Meulen, A. Villers, S. Willis et H. U. Ahmed, “Focal therapy : patients, interventions, and outcomes—a report from a consensus meeting,” *Eur Urol*, vol. 67, n^o. 4, p. 771–7, 2015.
- [40] D. S. Ellis, J. Manny, T. B. et J. C. Rewcastle, “Focal cryosurgery followed by penile rehabilitation as primary treatment for localized prostate cancer : initial results,” *Urology*, vol. 70, n^o. 6 Suppl, p. 9–15, 2007.
- [41] T. Penzkofer, K. Tuncali, A. Fedorov, S. E. Song, J. Tokuda, F. M. Fennessy, M. G. Vangel, A. S. Kibel, R. V. Mulkern, W. M. Wells, N. Hata et C. M. Tempany, “Trans-perineal in-bore 3-t mr imaging-guided prostate biopsy : a prospective clinical observational study,” *Radiology*, vol. 274, n^o. 1, p. 170–80, 2015.
- [42] N. Stone et E. Crawford, *The Prostate Cancer Dilemma : Selecting Patients for Active Surveillance, Focal Ablation and Definitive Therapy*. Springer International Publishing, 2015. [En ligne]. Disponible : <https://books.google.ca/books?id=alvQsgEACAAJ>
- [43] B. Lee, “Review of the present status of optical fiber sensors,” *Optical fiber technology*, vol. 9, n^o. 2, p. 57–79, 2003.
- [44] M. Froggatt et J. Moore, “High-spatial-resolution distributed strain measurement in optical fiber with rayleigh scatter,” *Applied Optics*, vol. 37, n^o. 10, p. 1735–1740, 1998. [En ligne]. Disponible : <http://opg.optica.org/ao/abstract.cfm?URI=ao-37-10-1735>
- [45] M. Ghobrial, H. A. Haley, R. Gosling, V. Rammohan, P. V. Lawford, D. R. Hose, J. P. Gunn et P. D. Morris, “The new role of diagnostic angiography in coronary physiological assessment,” *Heart*, vol. 107, n^o. 10, p. 783–789, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://heart.bmj.com/content/107/10/783>
- [46] Z. Yan, L. Li, R. Qiu et Z. Chen, “Research on x-ray fluorescence enhanced fluoroscopy imaging technology,” *Photonics*, vol. 8, n^o. 10, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2304-6732/8/10/441>
- [47] L. Yang, X. Gao, C. Gao, S. Xu et S. Cao, “Dynamic evaluation of unruptured intracranial aneurysms by 4d-ct angiography : comparison with digital subtraction angiography (dsa) and surgical findings,” *BMC Medical Imaging*, vol. 23, n^o. 1, p. 161, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1186/s12880-023-01107-1>
- [48] A. M. Franz, T. Haidegger, W. Birkfellner, K. Cleary, T. M. Peters et L. Maier-Hein, “Electromagnetic tracking in medicine—a review of technology, validation, and applications,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 33, n^o. 8, p. 1702–1725, 2014.
- [49] J. Streicher, B. L. Meyerson, V. Karivedu et A. Sidana, “A review of optimal prostate biopsy : indications and techniques,” *Therapeutic Advances*

- in Urology*, vol. 11, p. 1756287219870074, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1177/1756287219870074>
- [50] M. F. Bado, J. R. Casas et J. Gómez, “Post-processing algorithms for distributed optical fiber sensing in structural health monitoring applications,” *Structural Health Monitoring*, vol. 20, n°. 2, p. 661–680, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1475921720921559>
- [51] M. C. Bernardes, P. Moreira, L. Mareschal, C. Tempany, K. Tuncali, N. Hata et J. Tokuda, “Data-driven adaptive needle insertion assist for transperineal prostate interventions,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 68, n°. 10, p. 105016, 2023.
- [52] S.-J. Choi, K. G. Park, C. Park et C. Lee, “Protection and installation of fbg strain sensor in deep boreholes for subsurface faults behavior monitoring,” *Sensors*, vol. 21, n°. 15, p. 5170, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/15/5170>
- [53] A. Fernández-Medina, M. Frövel, R. López Heredero, T. Belenguer, A. de la Torre, C. Moravec, R. San Julián, A. Gonzalo, M. Cebollero et A. Álvarez Herrero, “Embedded fiber bragg grating sensors for monitoring temperature and thermo-elastic deformations in a carbon fiber optical bench,” *Sensors*, vol. 23, n°. 14, p. 6499, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/14/6499>
- [54] O. Morozov, Y. Tunakova, S. M. R. H. Hussein, A. Shagidullin, T. Agliullin, A. Kuznetsov, B. Valeev, K. Lipatnikov, V. Anfinogentov et A. Sakhabutdinov, “Addressed combined fiber-optic sensors as key element of multisensor greenhouse gas monitoring systems,” *Sensors*, vol. 22, n°. 13, p. 4827, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/13/4827>
- [55] Y. Elsayed et H. A. Gabbar, “Enhancing fbg sensing in the industrial application by optimizing the grating parameters based on nsga-ii,” *Sensors*, vol. 22, n°. 21, p. 8203, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/21/8203>
- [56] L. Wang, Y. Wang, J. Wang et F. Li, “A high spatial resolution fbg sensor array for measuring ocean temperature and depth,” *Photonic Sensors*, vol. 10, n°. 1, p. 57–66, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s13320-019-0550-0>
- [57] B. E. A. Saleh et M. C. Teich, *Fiber Optics*. John Wiley & Sons, Ltd, 1991, ch. 8, p. 272–309. [En ligne]. Disponible : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/0471213748.ch8>
- [58] K. Fidanboyly et H. Efendioglu, “Fiber optic sensors and their applications,” dans *5th International Advanced Technologies Symposium (IATS’09)*, vol. 6, 2009, p. 2–3.
- [59] Z. Ma, S. Cheng, W. Kou, H. Chen, W. Wang, X. Zhang et T. Guo, “Sensitivity-enhanced extrinsic fabry-perot interferometric fiber-optic microcavity

- strain sensor,” *Sensors*, vol. 19, n°. 19, p. 4097, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/19/4097>
- [60] X. Wang, Y. Wang, K. Zhang, K. Althoefer et L. Su, “Learning to sense three-dimensional shape deformation of a single multimode fiber,” *Scientific Reports*, vol. 12, n°. 1, p. 12684, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1038/s41598-022-15781-8>
- [61] S. M. Roodsari, S. Freund, A. Zam, G. Rauter et P. C. Cattin, “Fabrication and characterization of a flexible fbg-based shape sensor using single-mode fibers,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 69, n°. 8, p. 2488–2498, 2022.
- [62] R. Janani, D. Majumder, A. Scrimshire, A. Stone, E. Wakelin, A. H. Jones, N. V. Wheeler, W. Brooks et P. A. Bingham, “From acrylates to silicones : A review of common optical fibre coatings used for normal to harsh environments,” *Progress in Organic Coatings*, vol. 180, p. 107557, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300944023001534>
- [63] C. Landreau, A. Morana, N. Ponthus, T. Le Gall, J. Charvin, S. Girard et E. Marin, “Influence of adhesive bonding on the dynamic and static strain transfers of fibre optic sensors,” *Photonics*, vol. 10, n°. 9, p. 996, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2304-6732/10/9/996>
- [64] P. S. Russell, R. Beravat et G. K. Wong, “Helically twisted photonic crystal fibres,” *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*, vol. 375, n°. 2087, 2017.
- [65] R. Xing, C. Dong, Z. Wang, Y. Wu, Y. Yang et S. Jian, “Simultaneous strain and temperature sensor based on polarization maintaining fiber and multimode fiber,” *Optics & Laser Technology*, vol. 102, p. 17–21, 2018. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399217313579>
- [66] Z. Zhao, Y. Dang et M. Tang, “Advances in multicore fiber grating sensors,” 2022.
- [67] J. B. Rosolem, R. S. Penze, C. Floridia, R. Peres, D. Vasconcelos et M. A. Ramos Junior, “Techniques and materials for optical fiber sensors sealing in dynamic environments with high pressure and high temperature,” *Sensors*, vol. 21, n°. 19, p. 6531, 2021.
- [68] P. Motwani, N. Perogamvros, S. Taylor, M. Sonebi, A. Laskar et A. Murphy, “Experimental investigation of strain sensitivity for surface bonded fibre optic sensors,” *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 303, p. 111833, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424719310581>
- [69] X. Zheng, B. Shi, C.-C. Zhang, Y. Sun, L. Zhang et H. Han, “Strain transfer mechanism in surface-bonded distributed fiber-optic sensors subjected to linear strain gradients : Theoretical modeling and experimental validation,” *Measurement*, vol.

- 179, p. 109510, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263224121004917>
- [70] M. Fernandez-Vallejo et M. Lopez-Amo, “Optical fiber networks for remote fiber optic sensors,” *Sensors*, vol. 12, n°. 4, p. 3929–3951, 2012.
- [71] Y. Yang, A. Averardi et N. Gupta, “An intensity modulation based fiber-optic loop sensor for high sensitivity temperature measurement,” *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 297, p. 111554, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424719304625>
- [72] J. Nedoma, M. Kostelansky, M. Fridrich, J. Frnda, M. Pinka, R. Martinek, M. Novak et S. Zabka, “Fiber optic phase-based sensor for detection of axles and wheels of tram vehicles,” *Communications-Scientific letters of the University of Zilina*, vol. 22, n°. 3, p. 119–127, 2020.
- [73] D. Grenar, O. Sladok, M. Filka, K. Slavicek, J. Vavra et M. Kyselak, “Optical polarization-based acoustic pressure detector,” dans *2022 4th IEEE Middle East and North Africa COMMunications Conference (MENACOMM)*, 2022, p. 65–70.
- [74] C. Pendão et I. Silva, “Optical fiber sensors and sensing networks : Overview of the main principles and applications,” *Sensors (Basel)*, vol. 22, n°. 19, 2022.
- [75] J. Chen, B. Liu et H. Zhang, “Review of fiber bragg grating sensor technology,” *Frontiers of Optoelectronics in China*, vol. 4, p. 204–212, 2011.
- [76] D. Tosi, E. Schena, C. Molardi et S. Korganbayev, “Fiber optic sensors for sub-centimeter spatially resolved measurements : Review and biomedical applications,” *Optical Fiber Technology*, vol. 43, p. 6–19, 2018. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1068520017306302>
- [77] P. Lu, N. Lalam, M. Badar, B. Liu, B. T. Chorpeneing, M. P. Buric et P. R. Ohodnicki, “Distributed optical fiber sensing : Review and perspective,” *Applied Physics Reviews*, vol. 6, n°. 4, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1063/1.5113955>
- [78] R. Kashyap, *Chapter 10 - Principles of Optical Fiber Grating Sensors*. Boston : Academic Press, 2010, p. 441–502. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000107>
- [79] —, *Chapter 4 - Theory of Fiber Bragg Gratings*. Boston : Academic Press, 2010, p. 119–187. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000041>
- [80] —, *Chapter 2 - Photosensitivity and Photosensitization of Optical Fibers*. Boston : Academic Press, 2010, p. 15–51. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000028>

- [81] —, *Chapter 3 - Fabrication of Bragg Gratings*. Boston : Academic Press, 2010, p. 53–118. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012372579000003X>
- [82] F. Monet, S. Loranger, V. Lambin-Iezzi, A. Drouin, S. Kadoury et R. Kashyap, “The rogue : a novel, noise-generated random grating,” *Optics Express*, vol. 27, n°. 10, p. 13 895–13 909, 2019. [En ligne]. Disponible : <http://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-27-10-13895>
- [83] M. Rothhardt, M. Becker, C. Chojetzki, E. Lindner et H. Bartelt, “Fabrication and applications of draw tower gratings,” dans *Photonics and Fiber Technology 2016 (ACOFT, BGPP, NP)*. Optica Publishing Group, 2016, p. BTh1B.1. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/abstract.cfm?URI=BGPP-2016-BTh1B.1>
- [84] R. Kashyap, *Chapter 11 - Femtosecond-Induced Refractive Index Changes in Glass*. Boston : Academic Press, 2010, p. 503–526. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000119>
- [85] A. Roberge, S. Loranger, J.-S. Boisvert, F. Monet et R. Kashyap, “Femtosecond laser direct-writing of high quality first-order bragg gratings with arbitrary complex apodization by phase modulation,” *Optics Express*, vol. 30, n°. 17, p. 30 405–30 419, 2022. [En ligne]. Disponible : <http://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-30-17-30405>
- [86] R. Kashyap, *Chapter 9 - Measurement and Characterization of Gratings*. Boston : Academic Press, 2010, p. 405–440. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000090>
- [87] P. Lorre, F. Monet, M. Gauthier, A. Poiffaut, A. Roberge, S. Kadoury et R. Kashyap, *Extruded optical fiber triplets for 3D shape sensing for minimally invasive surgery*, ser. Seventh European Workshop on Optical Fibre Sensors. SPIE, 2019, vol. 11199. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2541323>
- [88] D. L. Presti, C. Massaroni, C. S. J. Leitão, M. D. F. Domingues, M. Sypabekova, D. Barrera, I. Floris, L. Massari, C. M. Oddo, S. Sales, I. I. Iordachita, D. Tosi et E. Schena, “Fiber bragg gratings for medical applications and future challenges : A review,” *IEEE Access*, vol. 8, p. 156 863–156 888, 2020.
- [89] A. Méndez, *Fiber Bragg grating sensors : a market overview*, ser. Third European Workshop on Optical Fibre Sensors. SPIE, 2007, vol. 6619. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.738334>
- [90] R. Kashyap, *Chapter 7 - Chirped Fiber Bragg Gratings*. Boston : Academic Press, 2010, p. 301–345. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123725790000077>

- [91] J. Wu, B. Li, C. Li, Y. Qiu, Z. Zhang, W. Lyu, A. Ali, S. A. H. Mohsan, W. Ge, Z. Tong, X. Shen, L. Huang, Y. Wu, B. Sun et J. Xu, *Fiber Bragg grating-based shape sensing : a review and perspective*, ser. Global Intelligent Industry Conference 2020. SPIE, 2021, vol. 11780. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2590684>
- [92] C. Honsberg et S. Bowden, “Energy of photon.” [En ligne]. Disponible : <https://www.pveducation.org/pvcdrom/properties-of-sunlight/energy-of-photon>
- [93] Z. Amira, M. Bouyahi et T. Ezzedine, “Measurement of temperature through raman scattering,” *Procedia Computer Science*, vol. 73, p. 350–357, 2015. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S187705091503464X>
- [94] J. May et Y.-S. Li, “Fiber raman background study and its application in setting up optical fiber raman probes,” *Applied Optics*, vol. 35, n°. 15, p. 2527–2533, 1996. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/ao/abstract.cfm?URI=ao-35-15-2527>
- [95] L. C. B. Silva, M. E. V. Segatto et C. E. S. Castellani, “Raman scattering-based distributed temperature sensors : A comprehensive literature review over the past 37 years and towards new avenues,” *Optical Fiber Technology*, vol. 74, p. 103091, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1068520022002747>
- [96] T. R. Parker, M. Farhadiroushan, V. A. Handerek et A. J. Rogers, “Temperature and strain dependence of the power level and frequency of spontaneous brillouin scattering in optical fibers,” *Optics Letters*, vol. 22, n°. 11, p. 787–789, 1997. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/ol/abstract.cfm?URI=ol-22-11-787>
- [97] C. Wolff, M. J. A. Smith, B. Stiller et C. G. Poulton, “Brillouin scattering—theory and experiment : tutorial,” *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 38, n°. 4, p. 1243–1269, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/josab/abstract.cfm?URI=josab-38-4-1243>
- [98] P. Debye, “Molecular-weight determination by light scattering,” *The Journal of Physical and Colloid Chemistry*, vol. 51, n°. 1, p. 18–32, 1947. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1021/j150451a002>
- [99] V. Martinez, C. Martinet, B. Champagnon et R. Le Parc, “Light scattering in sio2-geo2 glasses : quantitative comparison of rayleigh, brillouin and raman effects,” *Journal of Non-Crystalline Solids*, vol. 345-346, p. 315–318, 2004. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002230930400571X>
- [100] D. Tosi, C. Molardi, M. Sypabekova et W. Blanc, “Enhanced backscattering optical fiber distributed sensors : Tutorial and review,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, n°. 11, p. 12 667–12 678, 2021.

- [101] M. Megens, M. D. Leistikow, A. van Dusschoten, M. B. van der Mark, J. J. L. Horikx, E. G. van Putten et G. W. t. Hooft, "Shape accuracy of fiber optic sensing for medical devices characterized in bench experiments," *Medical Physics*, vol. 48, n^o. 7, p. 3936–3947, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mp.14881>
- [102] F. Parent, M. Gérard, F. Monet, S. Loranger, G. Soulez, R. Kashyap et S. Kadoury, "Intra-arterial image guidance with optical frequency domain reflectometry shape sensing," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 38, n^o. 2, p. 482–492, 2019.
- [103] F. Khan, A. Donder, S. Galvan, F. R. y Baena et S. Misra, "Pose measurement of flexible medical instruments using fiber bragg gratings in multi-core fiber," *IEEE sensors journal*, vol. 20, n^o. 18, p. 10 955–10 962, 2020.
- [104] F. Han, Y. He, H. Zhu et K. Zhou, "A novel catheter shape-sensing method based on deep learning with a multi-core optical fiber," *Sensors*, vol. 23, n^o. 16, p. 7243, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/16/7243>
- [105] X.-Y. Chen, Y.-N. Zhang, L.-Y. Shen, J.-W. Qian et J.-Y. Fan, "Fabrication and shape detection of a catheter using fiber bragg grating," *Advances in Manufacturing*, vol. 8, n^o. 1, p. 107–118, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s40436-019-00284-z>
- [106] A. Issatayeva, A. Amantayeva, W. Blanc, D. Tosi et C. Molardi, "Design and analysis of a fiber-optic sensing system for shape reconstruction of a minimally invasive surgical needle," *Scientific Reports*, vol. 11, n^o. 1, p. 8609, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1038/s41598-021-88117-7>
- [107] A. Donder et F. R. y Baena, "Kalman-filter-based, dynamic 3-d shape reconstruction for steerable needles with fiber bragg gratings in multicore fibers," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 38, n^o. 4, p. 2262–2275, 2021.
- [108] R. J. Roesthuis, M. Kemp, J. J. van den Dobbelsteen et S. Misra, "Three-dimensional needle shape reconstruction using an array of fiber bragg grating sensors," *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, vol. 19, n^o. 4, p. 1115–1126, 2013.
- [109] K. Mandal, F. Parent, S. Martel, R. Kashyap et S. Kadoury, "Vessel-based registration of an optical shape sensing catheter for mr navigation," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 11, n^o. 6, p. 1025–1034, 2016. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s11548-016-1366-7>
- [110] I. Floris, J. Madrigal, S. Sales, P. A. Calderón et J. M. Adam, "Twisting measurement and compensation of optical shape sensor based on spun multicore fiber," *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 140, p. 106700, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0888327020300868>

- [111] Sensuron, “Introduction to fiber optic sensing.” [En ligne]. Disponible : <https://www.sensuron.com/introduction-to-fiber-optic-sensing/>
- [112] —, “Fiber optic sensing fundamentals.” [En ligne]. Disponible : <https://www.sensuron.com/fiber-optics-sensing-fundamentals/>
- [113] R. Duncan et M. Raum, *Characterization of a fiber-optic shape and position sensor*, ser. SPIE Smart Structures and Materials + Nondestructive Evaluation and Health Monitoring. SPIE, 2006, vol. 6167. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.658535>
- [114] A. Leibinger, M. J. Oldfield et Y. B. F. Rodriguez, “Minimally disruptive needle insertion : a biologically inspired solution,” *Interface Focus*, vol. 6, n^o. 3, p. 20150107, 2016.
- [115] H. Moon, J. Jeong, S. Kang, K. Kim, Y.-W. Song et J. Kim, “Fiber-bragg-grating-based ultrathin shape sensors displaying single-channel sweeping for minimally invasive surgery,” *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 59, p. 50–55, 2014. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143816614000785>
- [116] J. A. van Herwaarden, M. M. Jansen, E. P. A. Vonken, T. Bloemert-Tuin, R. W. M. Bullens, G. J. de Borst et C. Hazenberg, “First in human clinical feasibility study of endovascular navigation with fiber optic realshape (fors) technology,” *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 61, n^o. 2, p. 317–325, 2021.
- [117] C. Liang, Q. Bai, M. Yan, Y. Wang, H. Zhang et B. Jin, “A comprehensive study of optical frequency domain reflectometry,” *IEEE Access*, vol. 9, p. 41 647–41 668, 2021.
- [118] S. Zhao, J. Cui, L. Suo, Z. Wu, D.-P. Zhou et J. Tan, “Performance investigation of ofdr sensing system with a wide strain measurement range,” *Journal of Lightwave Technology*, vol. 37, n^o. 15, p. 3721–3727, 2019. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/jlt/abstract.cfm?URI=jlt-37-15-3721>
- [119] F. Monet, A. Roberge et R. Kashyap, “Physical unclonable functions based on random gratings,” dans *Latin America Optics and Photonics (LAOP) Conference 2022*. Optica Publishing Group, 2022, p. Th1A.5. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/abstract.cfm?URI=LAOP-2022-Th1A.5>
- [120] I. Floris, J. Madrigal, S. Sales, P. Calderón et J. Adam, *Twisting compensation of optical multicore fiber shape sensors for flexible medical instruments*, ser. SPIE BiOS. SPIE, 2020, vol. 11233. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2543783>
- [121] R. Xu, A. Yurkewich et R. V. Patel, “Curvature, torsion, and force sensing in continuum robots using helically wrapped fbg sensors,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, n^o. 2, p. 1052–1059, 2016.

- [122] P. Westbrook, K. Feder, T. Kremp, T. Taunay, E. Monberg, J. Kelliher, R. Ortiz, K. Bradley, K. Abedin, D. Au et G. Puc, *Integrated optical fiber shape sensor modules based on twisted multicore fiber grating arrays*, ser. SPIE BiOS. SPIE, 2014, vol. 8938. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2041775>
- [123] W. Ko, K. S. Feder, X. Sun, J. Li et P. S. Westbrook, “Simultaneous interrogation of multiple cores in a shape sensor fiber with a graded index fiber micro-turnaround,” *Optics Express*, vol. 30, n°. 14, p. 24 452–24 460, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-30-14-24452>
- [124] H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal et F. Bray, “Global cancer statistics 2020 : Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries,” *CA : A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 71, n°. 3, p. 209–249, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.3322/caac.21660>
- [125] A. K. Tewari, P. Whelan et J. D. Graham, *Prostate Cancer : Diagnosis and Clinical Management*. Wiley-Blackwell, 2014.
- [126] A. M. Franz, T. Haidegger, W. Birkfellner, K. Cleary, T. M. Peters et L. Maier-Hein, “Electromagnetic tracking in medicine—a review of technology, validation, and applications,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 33, n°. 8, p. 1702–1725, 2014.
- [127] B. Addicott, B. R. Foster, C. Johnson, A. Fung, C. L. Amling et F. V. Coakley, “Direct magnetic resonance imaging-guided biopsy of the prostate : lessons learned in establishing a regional referral center,” *Translational Andrology and Urology*, vol. 6, n°. 3, p. 395–405, 2017. [En ligne]. Disponible : <https://tau.amegroups.org/article/view/13716>
- [128] K. Mandal, F. Parent, S. Martel, R. Kashyap et S. Kadoury, “Vessel-based registration of an optical shape sensing catheter for mr navigation,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 11, n°. 6, p. 1025–1034, 2016. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1007/s11548-016-1366-7>
- [129] D. Bonekamp, M. A. Jacobs, R. El-Khouli, D. Stoianovici et K. J. Macura, “Advancements in mr imaging of the prostate : From diagnosis to interventions,” *RadioGraphics*, vol. 31, n°. 3, p. 677–703, 2011. [En ligne]. Disponible : <https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/rg.313105139>
- [130] A. Beisenova, A. Issatayeva, I. Iordachita, W. Blanc, C. Molardi et D. Tosi, “Distributed fiber optics 3d shape sensing by means of high scattering np-doped fibers simultaneous spatial multiplexing,” *Optics Express*, vol. 27, n°. 16, p. 22 074–22 087, 2019. [En ligne]. Disponible : <http://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-27-16-22074>

- [131] P. S. Westbrook, T. Kremp, K. S. Feder, W. Ko, E. M. Monberg, H. Wu, D. A. Simoff, T. F. Taunay et R. M. Ortiz, “Continuous multicore optical fiber grating arrays for distributed sensing applications,” *Journal of Lightwave Technology*, vol. 35, n^o. 6, p. 1248–1252, 2017.
- [132] N. J. Deaton, M. Sheft et J. P. Desai, “Towards fbg-based shape sensing and sensor drift for a steerable needle,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2023.
- [133] N. J. Deaton, T. A. Brumfiel, A. Sarma et J. P. Desai, “Simultaneous shape and tip force sensing for the coast guidewire robot,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2023.
- [134] D. A. Lezcano, M. J. Kim, I. I. Iordachita et J. S. Kim, “Toward fbg-sensorized needle shape prediction in tissue insertions,” dans *2022 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2022, p. 3505–3511.
- [135] D. A. Lezcano, I. I. Iordachita et J. S. Kim, “Lie-group theoretic approach to shape-sensing using fbg-sensorized needles including double-layer tissue and s-shape insertions,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, n^o. 22, p. 22 232–22 243, 2022.
- [136] E. Matheson et F. Rodriguez y Baena, “Biologically inspired surgical needle steering : technology and application of the programmable bevel-tip needle,” *Biomimetics*, vol. 5, n^o. 4, p. 68, 2020.
- [137] A. Amantayeva, N. Adilzhanova, A. Issatayeva, W. Blanc, C. Molardi et D. Tosi, “Fiber optic distributed sensing network for shape sensing-assisted epidural needle guidance,” *Biosensors*, vol. 11, n^o. 11, p. 446, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2079-6374/11/11/446>
- [138] S. Jäckle, V. García-Vázquez, F. von Haxthausen, T. Eixmann, M. M. Sieren, H. Schulz-Hildebrandt, G. Hüttmann, F. Ernst, M. Kleemann et T. Pätz, “3d catheter guidance including shape sensing for endovascular navigation,” dans *Medical Imaging 2020 : Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, B. Fei et C. A. Linte, édit., vol. 11315, International Society for Optics and Photonics. SPIE, 2020, p. 1131504. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2548094>
- [139] A. Issatayeva, A. Amantayeva, W. Blanc, D. Tosi et C. Molardi, “Design and analysis of a fiber-optic sensing system for shape reconstruction of a minimally invasive surgical needle,” *Scientific reports*, vol. 11, n^o. 1, p. 8609, 2021.
- [140] D. A. Lezcano, Y. Zhetpissov, A. Cheng, J. S. Kim et I. I. Iordachita, “Optical fiber-based needle shape sensing in real tissue : Single core vs. multicore approaches,” *arXiv preprint arXiv :2309.04407*, 2023.
- [141] F. Parent, S. Loranger, K. K. Mandal, V. L. Iezzi, J. Lapointe, J.-S. Boisvert, M. D. Baiad, S. Kadoury et R. Kashyap, “Enhancement of accuracy in shape sensing

- of surgical needles using optical frequency domain reflectometry in optical fibers,” *Biomedical Optics Express*, vol. 8, n°. 4, p. 2210–2221, 2017. [En ligne]. Disponible : <http://opg.optica.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-8-4-2210>
- [142] K. Song, D. A. Lezcano, G. Sun, J. Seob Kim et I. I. Iordachita, “Towards automatic robotic calibration system for flexible needles with fbg sensors,” dans *2021 International Symposium on Medical Robotics (ISMR)*, 2021, p. 1–7.
- [143] O. Arrizabalaga, Q. Sun, M. Beresna, T. Lee, J. Zubia, J. Velasco Pascual, I. Sáez de Ocáriz, A. Schülzgen, J. E. Antonio-Lopez, R. Amezcua-Correa, J. Villatoro et G. Brambilla, “High-performance vector bending and orientation distinguishing curvature sensor based on asymmetric coupled multi-core fibre,” *Scientific Reports*, vol. 10, n°. 1, p. 14058, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1038/s41598-020-70999-8>
- [144] X. Liu, Y. Liu et Z. Wang, “A twist sensor based on polarization-maintaining fibers with different cladding diameters,” *Nanotechnology and Precision Engineering (NPE)*, vol. 4, n°. 2, p. 023001, 01 2021. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1063/10.0003338>
- [145] B. Liu, Y. Huang, C. Liu, S.-D. Wu, K.-H. Chew et R.-P. Chen, “Influence of high-order twisting phases on polarization states and optical angular momentum of a vector light field,” *Photonics*, vol. 10, n°. 10, 2023. [En ligne]. Disponible : <https://www.mdpi.com/2304-6732/10/10/1099>
- [146] F. Tan, Z. Liu, J. Tu, C. Yu, C. Lu et H.-Y. Tam, “Torsion sensor based on inter-core mode coupling in seven-core fiber,” *Opt. Express*, vol. 26, n°. 16, p. 19 835–19 844, Aug 2018. [En ligne]. Disponible : <https://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-26-16-19835>
- [147] D. A. Lezcano, M. J. Kim, I. I. Iordachita et J. S. Kim, “Toward fbg-sensorized needle shape prediction in tissue insertions,” dans *2022 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2022, p. 3505–3511.
- [148] T. Paetz, C. Waltermann, M. Angelmahr, D. Ojdanic, W. Schade, M. Witte et H. K. Hahn, “Integration of fiber optical shape sensing with medical visualization for minimal-invasive interventions,” dans *Medical Imaging 2015 : Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*, R. J. W. III et Z. R. Yaniv, édit., vol. 9415, International Society for Optics and Photonics. SPIE, 2015, p. 94150Z. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1117/12.2081895>
- [149] O. Al-Ahmad, M. Ourak, J. Vlekken et E. Vander Poorten, “Fbg-based estimation of external forces along flexible instrument bodies,” *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 8, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frobt.2021.718033>

- [150] L. J. D. van Dijk, L. G. Terlouw, D. van Noord, D. C. Bijdevaate, M. J. Bruno et A. Moelker, “Endovascular pressure measurements to assess the functional severity of mesenteric arterial stenoses,” *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 31, n°. 3, p. 430–437, 2020. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2019.10.019>
- [151] E. C. Mackle, J. M. Coote, E. Carr, C. D. Little, G. van Soest et A. E. Desjardins, “Fibre optic intravascular measurements of blood flow : A review,” *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 332, p. 113162, 2021. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424721006270>
- [152] M. Friedemann, S. Voigt et J. Mehner, “Pressure sensor catheter based on fiber tip fabry-pérot-interferometer and fiber bragg grating for temperature compensation,” *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 8, n°. 2, p. 404–407, 2022. [En ligne]. Disponible : <https://doi.org/10.1515/cdbme-2022-1103>
- [153] V. I. Krasovskii, I. N. Feofanov, P. I. Ivashkin et M. A. Kazaryan, “A fiber-optic doppler blood flow-velocity sensor,” *St. Petersburg Polytechnical University Journal : Physics and Mathematics*, vol. 3, n°. 1, p. 35–38, 2017. [En ligne]. Disponible : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405722317300233>

**ANNEXE A OPTICAL FREQUENCY DOMAIN REFLECTOMETRY
SHAPE SENSING USING AN EXTRUDED OPTICAL FIBER TRIPLET
FOR INTRA-ARTERIAL GUIDANCE : SUPPLEMENTAL DOCUMENT**

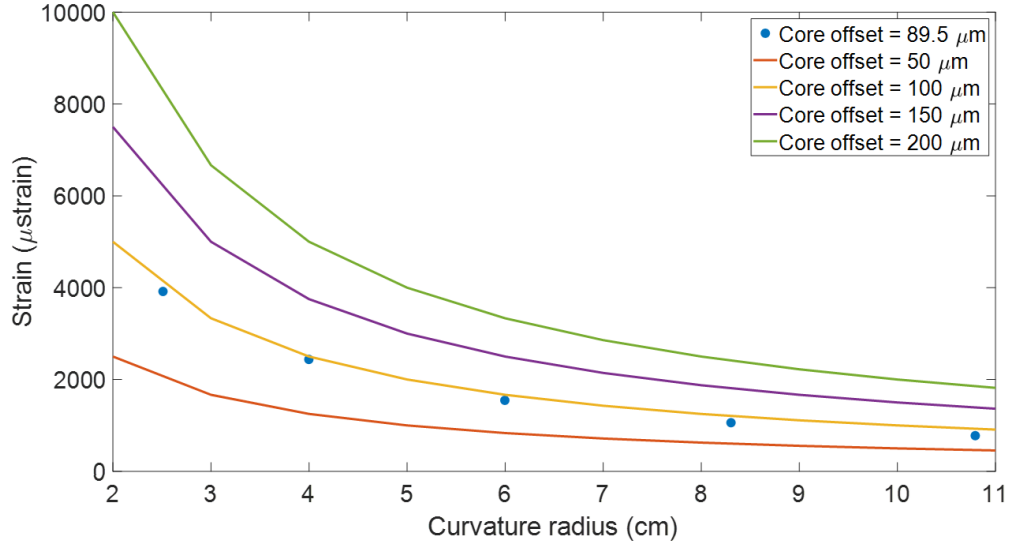


Figure A.1 Fiber strain sensitivity induced by varying curvature radius for different core offset. Full lines are theoretical curves plotted using Equation 4.2 from the manuscript, assuming the strain offset ε_0 caused by temperature variations and axial strain is null. The dots are experimental strain data from five different curvature radii and measured in one fiber of the sensor implemented in this work with the OBR 4600.

Table A.1 Strain amplitude measured with the Summit in the three fibers from the sensor, induced by locally heating three different random longitudinal positions along the gratings of the sensor with a soldering iron. The maximal strain difference between the fibers is mostly caused by stochastic noise ($\sim 20 \mu\text{strain}$ peak-to-peak with the Summit). The impact of the remaining difference that is not caused by stochastic noise, but by probable small differences in temperature between the fibers, is of the same order as that of noise in the signal, whose impact on shape sensing accuracy was simulated in Fig. 4.7 of the manuscript.

Fiber 1	Fiber 2	Fiber 3	Max. difference
172 μstrain	174 μstrain	163 μstrain	11 μstrain
168 μstrain	199 μstrain	155 μstrain	44 μstrain
89.5 μstrain	99.0 μstrain	91.4 μstrain	9.5 μstrain

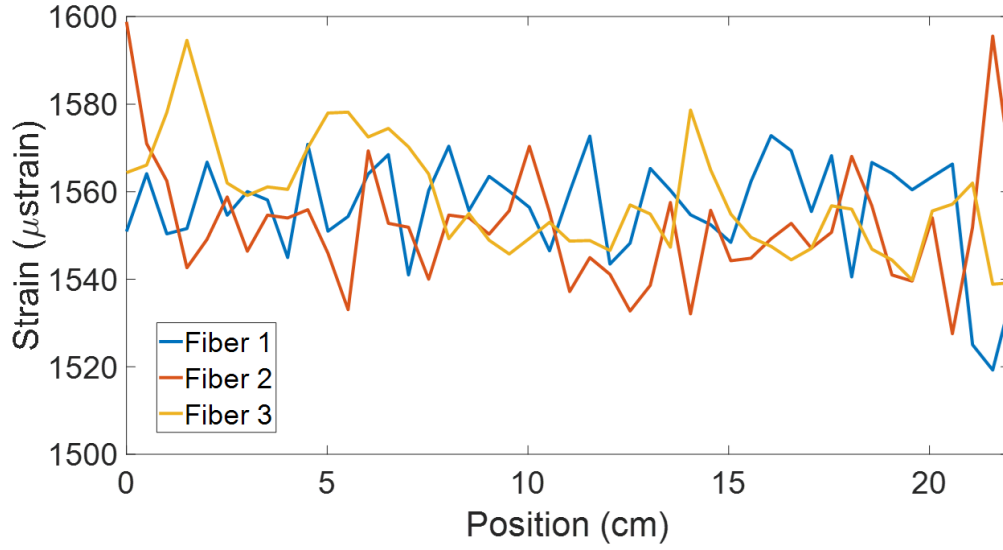
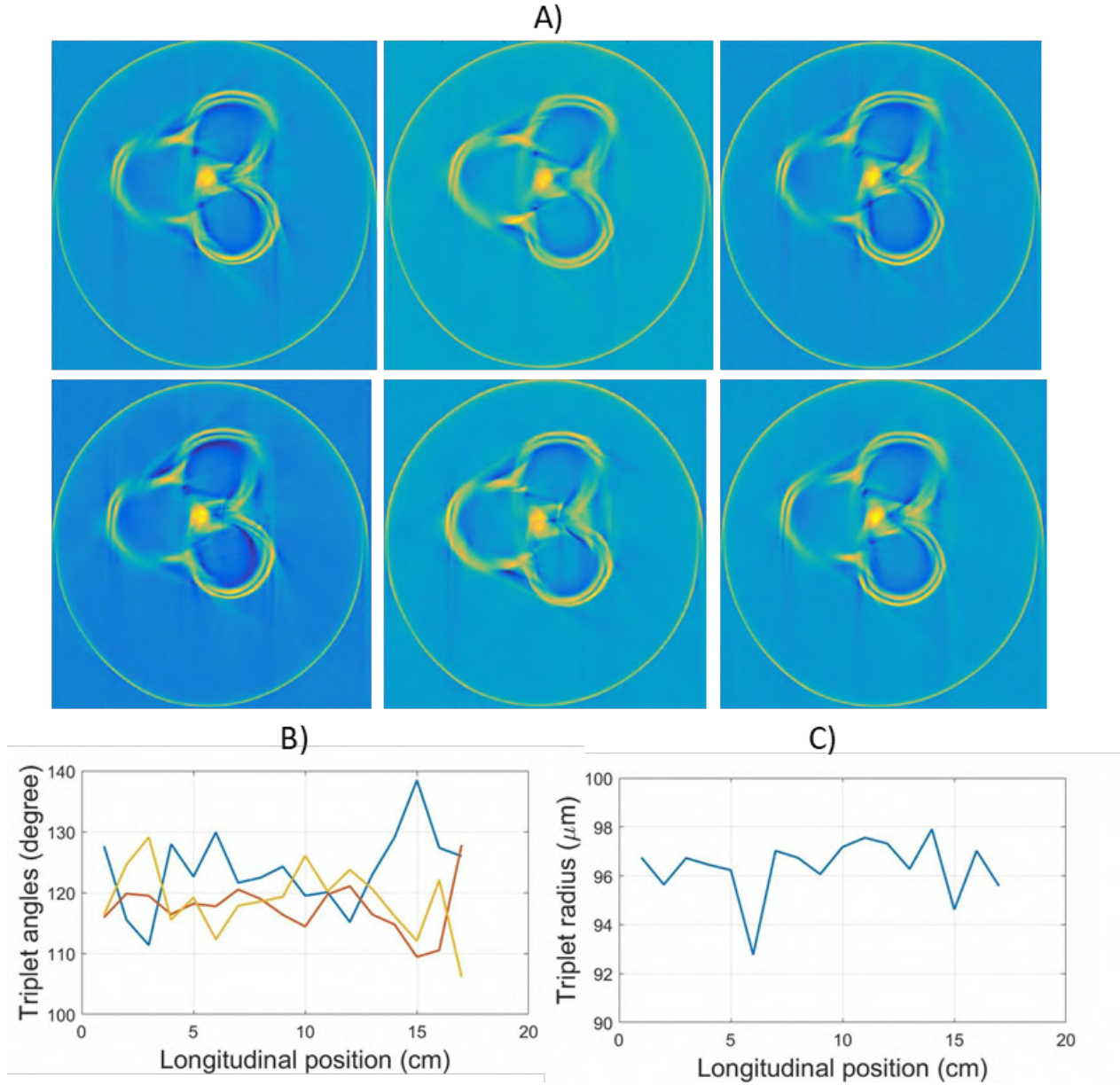


Figure A.2 Strain amplitude measured in the three fibers of the sensor with the OBR 4600 when applying an axial strain (0.17% elongation) over 20 cm. On average, a strain difference of less than 40 μstrain is measured between the fibers, which is mostly caused by stochastic noise ($\sim 30 \mu\text{strain}$ peak-to-peak with the OBR). The impact of the remaining difference that is not caused by stochastic noise, but by probable small differences in axial strain between the fibers, is of the same order as that of noise in the signal, whose impact on shape sensing accuracy was simulated in Fig. 4.7 of the manuscript.



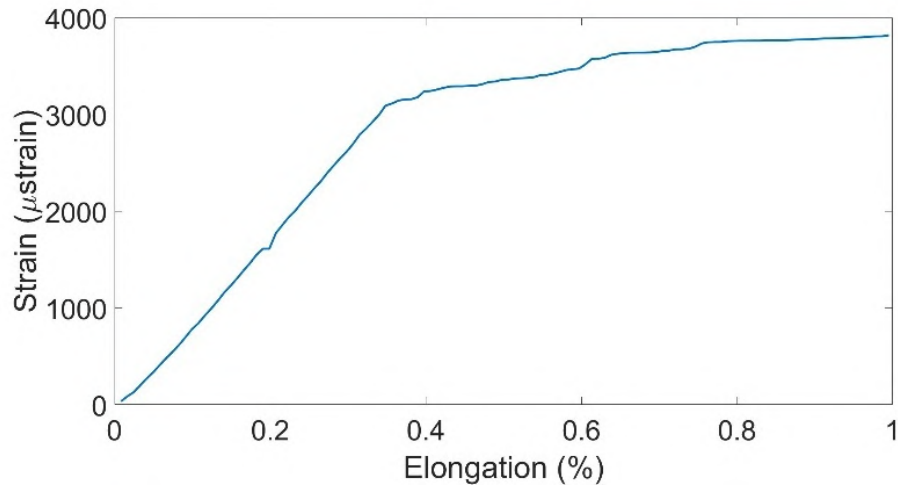


Figure A.4 Results of applying an increasing axial strain to the triplet to determine when the fibers start to slip within the polymer. The strain was measured in one fiber using the OBR 4600 and plotted as a function of elongation. Strain increased linearly from 0% to 0.35%, and then the triplet started slipping inside the clamps holding it, hence the nonlinear behavior after that point. Therefore, the moment the fibers start slipping inside the polymer couldn't be determined, but from this plot (limited to $< 0.4\%$ elongation) and using Equation 2 from the manuscript (assuming ε_0 is equal to zero), the sensor can at reach a curvature radius of at least 2.3 cm.