

Développement et caractérisation de guides d'ondes optiques en
élastomères en tant que plate-forme pour capteurs de pression
flexibles biomédicaux

par

Koffi Novignon AMOUZOU

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION
DU DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

MONTREAL, LE 17, AOÛT, 2025

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Koffi Novignon Amouzou, 2025



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Bora Ung, directeur de thèse
Département de génie électrique à l'École de Technologie Supérieure

Mme. Nicole R. Demarquette, présidente du jury
Département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure

M. Ricardo Izquierdo, membre du jury
Département de génie électrique à l'École de Technologie Supérieure

M. Sébastien Loranger, examinateur externe
Département de génie électrique à Polytechnique Montréal

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 07, AOÛT, 2025

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord adresser mes sincères remerciements à mon directeur de thèse, le professeur Bora Ung pour son aide inestimable et son soutien sur tous les plans tout au long de cette thèse de doctorat. Je voudrais particulièrement le remercier à la fois pour sa disponibilité, ainsi que pour ses idées et conseils qui ont fait de ce doctorat ce qu'il est aujourd'hui.

J'aimerais aussi remercier tous les co-auteurs de mes articles.

Je tiens aussi à remercier les professeurs de l'École de Technologie Supérieure qui ont contribué à mes études et à cette thèse de doctorat.

Je remercie également tout mes collègues du groupe Φ -Lab, en particulier Alberto, Dipankar, Camila, pour vos différentes aides au cours de cette thèse de doctorat.

Je remercie le personnel des services techniques de l'École de Technologie Supérieure tels que les départements de génie électrique et mécanique, LaCIME, STEPPE, et FabLAB-LIFE, pour leur assistance durant mes expériences.

Je tiens aussi à remercier mon directeur de thèse de maîtrise, le professeur Jean-François Bisson pour ses encouragements.

Enfin, je voudrais remercier mon épouse Vicessia, mes enfants Hanaelle et Yanis pour leur patience, soutiens et encouragements. Je remercie aussi mes parents, mes frères et sœurs pour leur soutien tout au long de ma vie et de mes études.

Développement et caractérisation de guides d'ondes optiques en élastomères en tant que plate-forme pour capteurs de pression flexibles biomédicaux

Koffi Novignon AMOUZOU

RÉSUMÉ

De nos jours, les ulcères de pression encore appelés escarres ou plaits de lit constituent un problème de santé majeur. Plusieurs personnes en souffrent chaque année et beaucoup de patients meurent par suite de complications. Les escarres sont des lésions cutanées d'origine ischémique dues à une pression trop intense ou prolongée entre une surface dure et une saillie osseuse. Le taux de prévalence en milieu hospitalier est généralement d'environ 26% et atteint plus de 66% chez les patients à risques. C'est un problème courant observé chez les blessés médullaires à l'épine dorsale, les diabétiques et chez les personnes à mobilités réduites en général. Cependant, les méthodes de prévention actuelles des escarres reposent essentiellement sur un repositionnement passif des patients selon un horaire prédéterminé. Le coût annuel de traitement est estimé à plus de 11 milliards de dollars américains. Face à cette charge cruciale pour les systèmes de santé, le développement de méthodes actives moins chères via des dispositifs nouveaux, robustes pouvant supporter des cycles de lavages répétés requis en milieu hospitalier et qui permettront un suivi précis, en temps réel et en continu des conditions à risques avant l'arrivée des escarres est indispensable. Ainsi, la conception de dispositifs hautement sensibles, permettant de détecter non seulement de multiples points de pression simultanément mais aussi d'obtenir l'information spatiale sur l'endroit exact où une pression critique est appliquée à un instant t s'avère primordial pour prévenir efficacement les ulcères de pression.

Ces dernières années, les besoins sans cesse pour la surveillance de l'état de compression des individus en milieu hospitalier, domestique et en sport ont motivé davantage de travaux de recherches. Divers dispositifs nouveaux tels que des capteurs de pression utilisant des technologies de détection électroniques, intégrés aux vêtements, aux chaises roulantes, aux matelas, aux chaussures etc, ont été développés pour répondre à la demande. On peut citer entre autres : des capteurs de pression piézorésistifs, capacitifs, piézoélectriques, triboélectriques, électrochimiques. Cependant, il faut noter que la fabrication de ces types de capteurs exigent souvent l'utilisation des matériaux spéciaux pour pouvoir générer l'effet de détection désiré et nécessite aussi des processus de production complexes, d'où le coût élevé (spécialement pour des applications de détection 2D) de ces dispositifs sur le marché et donc moins accessibles au public. De plus, ce sont des capteurs très fragiles à cause des matériaux qui les constituent et ils sont généralement susceptibles aux interférences électromagnétiques entraînant des calibrations fréquentes pour que leur fonctionnement soit optimal.

La technologie optique qui utilise les interactions lumière-matière pour détecter les entités sur la base des principes d'absorption, de diffusion, de transmission, de réflexion, d'émission, de fluorescence etc, a motivé beaucoup de travaux de recherches récents, conduisant aux développements des dispositifs innovants. Cette technologie a été déployée dans des applications de détections biomédicales et environnementale telles que les mesures de détection d'humidité,

la pression, la température, la distance, l'identification et la composition des matériaux etc. Contrairement aux technologies électroniques, les dispositifs utilisant le mécanisme de détection optique sont précis, plus rapides, ont une haute résolution et une longue durée de vie. Des études récentes démontrent que le développement des capteurs de pression portatifs intelligents modernes utilisant la technologie de détection optique passent par l'utilisation des matériaux mous, flexibles et biocompatibles. Les matériaux élastomères constituent un choix inédit pour la fabrication de ces dispositifs. Ces matériaux permettent de fabriquer entre autres des fibres élastomériques capables de guider la lumière aux courtes longueurs d'ondes, ce qui est idéal surtout pour des applications biomédicales. Le polydiméthylsiloxane (PDMS) qui fait partie de la famille des silicones (siloxanes polymérisés) est un meilleur candidat en raison de ses excellentes qualités thermomécaniques et optiques. C'est un matériau facile à utiliser et à déformer, peut être mis en forme par moulage ou par des techniques simples telles que la lithographie douce ou la photolithographie UV.

Dans cette thèse, nous étudions la fabrication à travers une procédure simple, moins coûteuse par moulage, et la caractérisation de guides d'ondes optiques en PDMS à section transversale rectangulaire. L'objectif principal consiste à développer un nouveau capteur optique de pression quasi-distribué, en exploitant le phénomène de diffusion par des microbulles de la lumière provenant du cœur solide lorsqu'une pression est appliquée le long du guide d'ondes. Nous proposons dans ce travail, différentes conceptions de guides d'onde optiques nouveaux à base du PDMS et fonctionnant en tant que capteurs de pression. Dans la première phase de cette thèse, nous avons démontré la réalisation d'un capteur de pression flexible, hautement sensible et capable de détecter des pressions en dessous de la pression capillaire sanguine estimée à 32 mmHg en utilisant le PDMS et un agent photosensible tel que la benzophénone. Ensuite, dans la deuxième partie de cette thèse, nous proposons un nouveau guide d'ondes contenant une porosité dans sa structure complètement fabriqué à partir du PDMS. Cette porosité provient des microbulles constituant des points de diffusion et qui sont incorporées dans la gaine du guide d'ondes durant le processus de fabrication. La caractérisation de ce guide d'ondes a permis une meilleure compréhension du guidage de la lumière diffusée dans la gaine poreuse. Nous avons démontré le potentiel de ce dispositif à surveiller le niveau de pression seuil critique au delà duquel un individu est à risque de développer des escarres si aucun soulagement de pression n'est fourni en temps opportun. Enfin, dans la dernière partie de ce travail, nous proposons un capteur de localisation de la pression en se basant sur la structure du guide d'ondes étudié dans la deuxième partie. Grâce à des colorants (rouge et vert), la gaine poreuse supérieure du nouveau guide d'ondes a été colorée localement. Nous avons démontré le fonctionnement de ce guide d'ondes en tant que capteur de localisation de la pression. En appliquant une pression le long du guide d'ondes, la réponse du capteur permet de savoir exactement l'emplacement où la pression a été appliquée. Nous croyons que ces résultats sont pertinents au développement de la future génération de dispositifs optiques de détection de pression biomédicaux.

Mots-clés: Ulcères de pression, guide d'ondes, polydiméthylsiloxane, diffusion de la lumière, capteur de pression optique quasi-distribué

Development and characterization of elastomeric optical waveguides as a platform for biomedical flexible pressure sensors

Koffi Novignon AMOUZOU

ABSTRACT

Nowdays, pressure ulcers are a major health problem. Several people suffer from them every year and many patients die from complications. Pressure ulcers are skin lesions of ischemic origin due to excessive or prolonged pressure between a hard surface and a bony prominence. The prevalence rate in hospitals is generally around 26% and reaches more than 66% in patients at risk. It is a common problem observed in spinal cord injuries, diabetics and people with reduced mobility in general. However, current methods of pressure ulcer prevention are mainly based on passive repositioning of patients according to a predetermined schedule. The annual cost of treatment is estimated at more than 11 billion US dollars. Faced with this crucial burden on health systems, the development of inexpensive active methods through new, robust devices that can withstand repeated washing cycles required in hospitals and that will allow precise, real-time and continuous monitoring of risk conditions before the onset of pressure ulcers is essential. Thus, the conception of highly sensitive devices, allowing not only to detect multiple pressure points simultaneously but also to obtain spatial information on the exact location where a critical pressure is applied at a given instant t , is necessary to effectively prevent pressure injuries.

In recent years, the ever-increasing need for monitoring the compression status of individuals in hospitals, homes and sports has motivated more research work. Various new devices such as pressure sensors using electronic sensing technologies, integrated into clothing, wheelchairs, mattresses, shoes etc, have been developed to respond the demand. Among others, we can mention : piezoresistive, capacitive, piezoelectric, triboelectric, electrochemical pressure sensors. However, it should be noted that the manufacturing of these types of sensors often requires the use of special materials to be able to generate the desired detection effect and also requires complex production processes, hence the high cost (especially for 2D mapping applications) of these devices on the market and therefore less accessible to the public. In addition, they are very fragile sensors due to the materials they are made of and they are generally susceptible to electromagnetic interference, requiring frequent calibrations to ensure their operation is optimal.

Optical technology which using light-matter interactions to detect entities based on the principles of absorption, scattering, transmission, reflection, emission, fluorescence etc., has motivated much recent research work, leading to the development of innovative devices. This technology has been deployed in biomedical and environmental sensing applications such as humidity, pressure, temperature, distance, material identification and composition measurements etc. Unlike electronic technologies, devices using optical sensing mechanism are accurate, faster, have high resolution and long life. Recent studies demonstrate that the development of modern smart wearable pressure sensors using optical sensing technology requires the use of soft, flexible and biocompatible materials. Elastomeric materials are a novel choice for the fabrication of these devices. These materials enable the fabrication of, among other things, elastomeric

fibers capable of guiding light at short wavelengths, which is ideal especially for biomedical application. Polydimethylsiloxane (PDMS) which is part of the silicone family (polymerized siloxanes) is a better candidate due to its excellent thermomechanical and optical qualities. It is an easy to use and deform material, can be shaped by molding or by simple techniques such as soft lithography or UV photolithography.

In this thesis, we study the fabrication through a simple, inexpensive molding procedure and the characterization of PDMS optical waveguides with rectangular cross-section. The main objective is to develop a new quasi-distributed optical pressure sensor, by exploiting the phenomenon of microbubble diffusion of light come from the solid-core when a pressure is applied along the waveguide. We propose in this work, different designs of novel optical waveguides made from PDMS and functioning as pressure sensors. In the first phase of this thesis, we demonstrated the realization of a flexible, highly sensitive pressure sensor capable of detecting pressures below the blood capillary pressure estimated at 32 mmHg using PDMS and a photosensitive agent namely benzophenone. Then, in the second part of this thesis, we propose a new waveguide containing a porosity in its structure completely fabricated from PDMS. This porosity comes from the microbubbles constituting diffusion points and which are incorporated into the cladding of the waveguide during the manufacturing process. The characterization of this waveguide allowed a better understanding of the guiding of light scattered in the the porous cladding. We demonstrated the potential of this device to monitor the critical threshold pressure level beyond which an individual is at risk of developing pressure injuries if no pressure relief is provided in a timely manner. Finally, in the last part of this work, we propose a pressure location-aware sensor based on the structure of the waveguide studied in the second part. Using dyes (red and green), the top porous cladding of the new waveguide was colored locally. We demonstrated the operation of this waveguide as a pressure location-aware sensor through frustrated total internal reflection light guiding phenomenon. By applying pressure along the waveguide, the sensor response allows to know exactly the location where the pressure was applied. We believe these results are relevant to the development of the next generation of biomedical optical pressure sensing devices.

<https://www.etsmtl.ca/Services/sTI/Catalogue-de-services/Logiciels-et-applications/Overleaf>

Keywords: Pressure Injuries, waveguide, polydimethylsiloxane, light diffusion, quasi-distributed optical pressure sensor

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	9
1.1 Polydiméthylsiloxane	9
1.1.1 Structure chimique	9
1.1.2 Propriétés optiques et thermiques	10
1.1.3 Propriétés mécaniques	11
1.1.4 Aspects biocompatibles et environnementaux	12
1.2 Guides d'ondes	13
1.2.1 Généralités : Définition et principe de guidage	13
1.2.2 Guides d'ondes flexibles en polymères	17
1.3 Capteurs de pression	23
1.3.1 Quelques technologies de détection de pression	23
1.3.2 Capteurs de localisation de pression	38
1.4 Conclusion	41
CHAPITRE 2 DEVELOPMENT OF HIGH REFRACTIVE INDEX POLYDIMETHYLSILOXANE WAVEGUIDES DOPED WITH BENZOPHENONE VIA SOLVENT-FREE FABRICATION FOR BIOMEDICAL PRESSURE SENSING	43
2.1 Introduction	44
2.2 Materials and Methods	47
2.2.1 Refractive Index Measurement	47
2.2.2 Waveguide Fabrication	50
2.3 Characterization of Waveguides	52
2.3.1 Transverse Compression	53
2.3.2 Longitudinal Elongation	56
2.3.3 Bending and Propagation Loss Measurements	57
2.3.4 Waveguide Thermal Stability	59
2.4 Conclusion	60
CHAPITRE 3 POROUS-CLADDING POLYDIMETHYLSILOXANE OPTICAL WAVEGUIDE FOR BIOMEDICAL PRESSURE SENSING APPLICATIONS	63
3.1 Introduction	65
3.2 Sensor Structure and Optical Sensing Mechanism	67
3.3 Materials and Methods	70
3.3.1 Waveguides Fabrications : Porous-Core/Air-Clad and Solid- Core/Porous-Cladding	70
3.3.2 Quantitative Analysis of Microbubbles	71

3.3.2.1	Microbubbles Effects on Waveguiding Optical Losses	71
3.3.2.2	Average Microbubbles Diameter Measurements	72
3.4	Characterization of the Solid Core/Porous-Cladding waveguide	75
3.4.1	Transverse Compression Experimental Setup	75
3.4.2	Results and Discussion	76
3.5	Conclusion	82
CHAPITRE 4 LOCATION-AWARE PRESSURE SENSING BASED ON A COLORED POROUS-CLADDING POLYDIMETHYLSILOXANE OPTICAL WAVEGUIDE		
4.1	Introduction	85
4.2	Sensor Design and Location-Aware Pressure Sensing Mechanism	88
4.3	Materials and Methods	90
4.3.1	Choice of Dye Concentration	90
4.3.2	Waveguide Sensor Fabrication	95
4.4	Characterization of the Sensor	97
4.4.1	Mechanical Transverse Compression Experimental Setup	97
4.4.2	Results and Discussion	98
4.4.2.1	Location-Aware Pressure Detection	98
4.4.2.2	Spatial Resolution and Sensitivity	101
4.4.2.3	Attenuation and the Repeatability Response Measurements of the Sensor	104
4.5	Conclusion	105
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		107
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		117

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Représentation de la structure chimique du PDMS : base (à gauche), agent durcissant (au milieu), chaîne du polymère résultant du mélange de la base et de l'agent durcissant (à droite) 10
Figure 1.2	Indices de réfraction n (a) et coefficients d'extinction k (b) dans le visible et infrarouge du PDMS pour différents ratio base / agent durcissant 11
Figure 1.3	(À gauche) : représentation graphique de la contrainte-déformation du PDMS ; (à droite) : schéma du réseau de PDMS dans un état non contraint et dans un état allongé pendant la déformation élastique 12
Figure 1.4	Exemples de structures de guides d'ondes, (à gauche) : guide d'ondes plan, (au milieu) : guide d'ondes à structure de ruban et (à droite) : guide d'ondes à structure cylindrique 14
Figure 1.5	Principe de guidage de la lumière dans un guide d'ondes optique et profil d'indice de réfraction 14
Figure 1.6	Schéma du principe de la réflexion interne totale frustrée 17
Figure 1.7	Représentation schématique de la formation de réseaux dans la matrice du polymère avec (a) et sans (b) diffusion des molécules du dopant (benzophénone) 18
Figure 1.8	Fabrication de guides d'ondes cœur / gaine en PDMS via un tube en silicone, (à gauche) : l'extraction du guide d'ondes avec de l'eau et (à droite) : démoulage avec le dichlorométhane..... 19
Figure 1.9	(A) : Étapes de fabrication du guide d'ondes flexible à section transversale, (B) : Guides d'ondes couplés avec différentes sources LEDs à une de leurs extrémités, (C, D) : Guides d'ondes couplés à des LEDs en positions de courbure et d'enroulement 20
Figure 1.10	(a) Guide d'ondes cœur / gaine illuminé avec une forte atténuation en position d'étirement, (b) photographies du guide d'ondes sans (0%) et sous (100%) contrainte mécanique avec l'intensité lumineuse de sortie correspondante..... 21
Figure 1.11	(a) Évaluation de quelques propriétés opto-mécaniques d'élastomères thermoplastiques commerciaux ; (b) méthode de

	fabrication de guide d'ondes cœur/gaine par coextrusion; (c) waveguide coil; (d) photographie du guide d'ondes flexible enroulé à section circulaire illuminé; (e) photographie de la section transversale du guide d'ondes; (f) guide d'ondes illuminé sans et avec étirement.....	23
Figure 1.12	Principe de détection du dispositif TexiCare : déclenchement d'une alerte sans fil à destination de l'utilisateur via une montre ou un appareil intelligent (téléphone, tablette, ordinateur) lorsqu'une pression critique est détectée à la suite d'un positionnement dangereux	25
Figure 1.13	(a) Système matriciel du capteur constitué de fibres, (b) procédure de collectes des pressions	26
Figure 1.14	Configuration du lit intelligent : les accéléromètres sont désignés par la lettre (A), (P) représente les capteurs de pression, (U) est une unité de traitements des données et (T) est une tablette qui affichent les résultats.....	28
Figure 1.15	Présentation du prototype en textile formant une grille 2D de capteur de pression résistif	29
Figure 1.16	(a) Photographie des électrodes inférieures laminées du casque sur un tissu, (b) fixation de différentes parties du casque, (c) photographie du casque avec les capteurs de pression en place, (d) étapes de recouvrement et d'étiquetage des capteurs de pression, (e) test d'utilisation et de collectes des données.....	30
Figure 1.17	(a) Capteur de pression/cisaillement en position initiale et (b) en position de cisaillement	31
Figure 1.18	Concept de détection de la pression d'un bandage : (a) Représentation de l'utilisation de fibres textiles comme indicateurs colorimétriques de pression sous-bandage en thérapie compressive, (b) Image d'une coupe transversale de la gaine multicouche obtenue par microscopie électronique à balayage, (c) évolution du changement de couleurs du textile	32
Figure 1.19	Détection colorimétrique de la pression du bandage : (a) photographie montrant une fibre colorimétrique cousue sur une bande, (b) pression de bandage en fonction de la déformation réelle, (c) Représentation de la longueur d'onde des pics de la lumière réfléchi en fonction de la pression appliquée.....	33

Figure 1.20	(a) Scans et coupes transversales du genou sans et avec charge, (b) photo du capteur en place au genou, (c) réponse du capteur en fonction du temps pendant 10 cycles 34	34
Figure 1.21	(a) Photographie montrant le capteur illuminé et fixé au cou d'un humain, (b) réponse du capteur lorsque ce dernier détecte une voix humaine répétitive, (c) réponse du capteur suite à un mouvement respiratoire, (d) capteur intégré à un gant portable surveillant en temps réel les mouvements d'un doigt humain, (e) réponse du capteur correspondant à (e), (f) réponse du capteur pour des cycles répétés de flexion/extension d'un doigt humain..... 35	35
Figure 1.22	(a, b) Photographie du capteur à fibre thermoplastique intégré à une genouillère pour surveiller les mouvements du genou pendant la marche et la course; (c) réponse du capteur en fonction de l'angle d'inclinaison du genou pendant la marche et la course; (d, e) photographie du capteur intégré à un gant portatif détectant les mouvements de la main; (f) capteur à fibre thermoplastique formant une grille 2D intégré à raquette de tennis; (g) réponse optique du capteur indiquant l'emplacement de l'impact d'une balle de tennis sur la raquette 36	36
Figure 1.23	(a) schéma d'un doigt souple assemblé avec plusieurs guides d'ondes extensibles; photographie de la main robotique capable de : (b) tenir une tasse de café; (b, c) saisir une tomate dans différentes positions; (d) serrer une main humaine; (f) détecter la rugosité et la forme des objets; (g) utiliser un doigt de la main pour identifier un objet 37	37
Figure 1.24	(A) Photographie du guide d'ondes flexible illuminé montrant les régions colorées, (B) photographie de la section transversale rectangulaire du guide d'ondes colorimétrique 38	38
Figure 1.25	Photographie du capteur colorimétrique illuminé sans et avec déformations (étirement, pression, courbure) 39	39
Figure 1.26	(a) Processus de fabrication du capteur, (b) photographie du capteur assemblé sur une genouillère élastique, (c) réponse du capteur aux flexions et extensions répétées de l'articulation du genou, (d) réponse du capteur aux mouvements de marche, d'accroupissement et de saut 41	41
Figure 2.1	Variation of the refractive index of PDMS-BPh as a function of the concentration of BPh in wt.%. Solid lines represent the fitting model of Equation (2.2) 49	49

Figure 2.2	Waveguides manufacturing steps	51
Figure 2.3	(a) Photo of a waveguide illuminated with white light. (b) Core-air-clad and core-solid-clad waveguide transverse cross-section. (c) Normalized transmission spectrum of the PDMS-BPh waveguides (0.1% BPh/wt.) of 20 cm length	52
Figure 2.4	Scheme of the transverse compression test	54
Figure 2.5	Waveguides (0.1% BPh/wt.) sensitivity measurement : normalized transmission as a function of transverse compression and the relationship between the optical power loss as a function of the transverse compression, (a, b) : $2 \times 3 \text{ mm}^2$, core/air-clad ; (c, d) : $3 \times 4 \text{ mm}^2$, core/cladding.....	55
Figure 2.6	Waveguides (0.1% BPh/wt.) : normalized transmission as a function of pressure applied, (a) : $2 \times 3 \text{ mm}^2$, core/air-clad ; (b) : $3 \times 4 \text{ mm}^2$, core/cladding	56
Figure 2.7	(a) Longitudinal elongation process. (b) Normalized transmission as a function of longitudinal elongation	57
Figure 2.8	Bending loss measurement setup.....	57
Figure 2.9	(a) Bending loss in dB/turn as a function of the radius of curvature. (b) : PDMS-BPh waveguides (0.1%BPh/wt., core : $2 \times 3 \text{ mm}^2$) propagation loss measurement with the cutback method	58
Figure 2.10	Normalized transmission of the air-clad PDMS waveguide ($2 \times 3 \text{ mm}^2$) under a fixed 150 mmHg load in the y-direction for 5 repetitions	60
Figure 3.1	Illustrations of the (a) total internal reflection (TIR) between a prism and air and (b) the frustrated total internal reflection (FTIR) by bringing a second prism in the near-field of the first one ; Side views of a porous-clad waveguide illuminated by a light source at the proximal end (c) without external compression, and (d) under strong external compression (8 kPa)	69
Figure 3.2	(a, b) Porous waveguides transverse cross-section ; longitudinal cross-section of core/porous-cladding waveguide : (c) undeformed, and (d) under compression, arrows represent propagation of light rays	69

Figure 3.3	Porous waveguides manufacturing steps (70°C precuring) showing the photo of the waveguide after demolding and 24h of relaxation	71
Figure 3.4	Optical propagation loss and microbubbles quantity in a porous core waveguide as a function of precuring temperature	72
Figure 3.5	Porous core waveguides : Statistical distribution of the microbubbles number as a function of their average diameter at 60°C (a, b), 70°C (c, d) and 80°C (e, f) precuring temperature	74
Figure 3.6	(a) Experimental setup used for transverse compression, (b) zoom image of the setup showing the coupling lens and the photodiode placed respectively at the beginning and end of the waveguide, (c) photo of experimental setup, (d) setup used for the recording of the waveguide's core transmitted light images	76
Figure 3.7	Normalized transmission measurement along the x and y (in inset) directions as a function of transverse compression (%), red line indicates the boundary between ZONES 2 and 3	77
Figure 3.8	Normalized transmission measurement along the x and y (in inset) directions as a function of pressure applied (kPa), red line indicates the boundary between ZONES 2 and 3	78
Figure 3.9	Output light imaging of the waveguide core versus the normalized transmission measurement along x direction as a function of pressure applied (kPa)	79
Figure 3.10	Sensor sensitivity measurement along the x and y directions defined as the slope of the relationship between the optical power loss and the pressure apply	81
Figure 4.1	Sensor 3D view (a); waveguide transverse cross-section showing ZONE 1, ZONE2 and ZONE 3 respectively (b, c, d); longitudinal cross-section of the colored porous waveguide illustrating the sensing mechanism without compression (e); and under compression in : ZONE 1 (f), ZONE 2 (g), ZONE 3 (h)	90
Figure 4.2	Refractive index change as a function of the concentration (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C)	92
Figure 4.3	Optical propagation loss (dB/cm) and transmittance (%) in the visible spectrum of the PDMS samples doped with different concentrations (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C) without microbubbles	93

Figure 4.4	Optical propagation loss (dB/cm) and transmittance (%) in the visible spectrum of the PDMS samples containing 2% vol. microbubbles and doped with different concentration (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C) 95
Figure 4.5	Location-aware pressure sensor manufacturing steps 96
Figure 4.6	(a) Experimental setup for the sensor characterization, (b) zoom image of the setup showing clearly the impacted regions 98
Figure 4.7	Longitudinal cross-section view of the sensor showing the different regions where pressure was applied (a) ; Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when 2500 mmHg pressure value was applied (b) 100
Figure 4.8	Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when 3750 mmHg (a) and 5000 mmHg (b) pressures values were applied respectively 101
Figure 4.9	Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when pressure value of 2500 mmHg is applied to the boundary position of each zone and to the border between two zones 103
Figure 4.10	Sensor sensitivity measurement defined as the slope of the relationship between the signal noise ratio versus the pressure apply in each ZONE 104

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ETS	École de Technologie Supérieure
LaCIME	Laboratoire de Communications et d'Intégration de la MicroÉlectronique
MDPI	(anglais, Multidisciplinary Digital Publishing Institute)
UP	Ulcère de Pression
PDMS	Polydiméthylsiloxane
BPh	Benzophénone
PDMS-BPh	Polydiméthylsiloxane dopé avec la benzophénone
TIR	Reflexion totale interne
FTIR	Reflexion totale interne frustrée

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

nm	Nanomètre
cm	Centimètre
mm	Millimètre
mm ²	Millimètre carré
s	Seconde
dB	Décibel
mmHg	Millimètre de mercure
N	Nombre de tours
dB/m	Décibel par mètre
dB/cm	Décibel par centimètre
dB/turn	Décibel par tour
%/dB	Pourcentage de compression par décibel
dB/mmHg	Décibel par millimètre de mercure
dB/kPa	Décibel par kiloPascal
$\vec{k}_i$	Vecteur d'onde incidente
$\vec{k}_r$	Vecteur d'onde réfléchie
$\vec{k}_t$	Vecteur d'onde transmise
n_1	Indice de réfraction du cœur ou d'un milieu quelconque
n_2	Indice de réfraction de la gaine d'un milieu quelconque
n_3	Indice de réfraction d'un milieu quelconque
n_{air}	Indice de réfraction de l'air
n_0	Indice de réfraction du PDMS pur c'est à dire PDMS non dopé
k	Coefficient d'extinction du PDMS

n	Indice de réfraction du PDMS dopé avec la benzophénone
n_{clad}	Indice de réfraction de la gaine du guide d'ondes en PDMS
n_{core}	Indice de réfraction du cœur du guide d'ondes en PDMS
d	Dimension interne d'une cuvette en quartz
θ	Angle d'incidence de la lumière (laser Hélium-Néon ou source de lumière blanche)
θ_{max}	Angle d'acceptance
δ	Différence d'indice de réfraction relative entre le cœur et la gaine
Δ	Déplacement transverse du faisceau laser Hélium-Néon
Δn	Variation d'indice de réfraction du PDMS dopé avec la benzophénone
C_{BPh}	Concentration du benzophénone en poids dans le mélange PDMS
a	Paramètre d'ajustement linéaire
R	Proportion de la base et de l'agent durcissant dans le mélange du PDMS
P_{in}	Puissance optique d'entrée
P_{out}	Puissance optique de sortie
ε	Contrainte mécanique sans dimension due à l'allongement longitudinal ou à la compression transversale du guide d'ondes
L_0	Longueur initiale du guide d'ondes suivant la direction z ou l'épaisseur initiale dans la direction x ou y
L'	Longueur après déformation due à l'allongement selon la direction z ou à la compression transversale dans la direction x ou y
γ_B	Pertes de courbures

INTRODUCTION

Contexte de l'étude et problématique

Ce projet de recherche se focalise sur la conception d'un capteur de pression optique quasi-distribué. La raison principale qui motive nos travaux de recherche provient de l'évolution exponentielle du nombre de personnes victimes des complications liées aux ulcères de pression. En effet, on note au cours des dernières années, une forte demande de dispositifs compacts et fiables de détection de pression pour fournir des informations de biodétection dans le but de prévenir ce mal qui représente un fardeau économique pour les systèmes de santé partout dans le monde. D'autres raisons qui motivent cette thèse reposent essentiellement sur le développement de dispositifs flexibles nouveaux afin d'améliorer les conditions de suivi de l'état de compression des individus en médecine préventive et dans les cas de surveillances en continue de la santé (Bijender & Kumar (2023); Chen, Pancham, Mukherjee, Martincic & Lo (2022); Hatamie, Angizi, Kumar, Pandey, Simchi, Willander & Malhotra (2020); Khan, Ali & Bermak (2019); Matar (2020); Nasiri & Khosravani (2020); Park, Das, Chhetry & Park (2017); Yamamoto, Harada, Yamamoto, Honda, Arie, Akita & Takei (2016)), en sport (Kaiqiang & Xingyang (2020); Ma, Ouyang, Raza, Li, Jian, Li, Liu, Chen, Zhang, Qu, Tian & Tao (2021); Raza, Tufail, Ali, Boakye, Qi, Ma, Ali, Qu & Tian (2022); Sandt, Moudio, Clark, Hardin, Argenti, Carty, Lewis & Kolle (2018); Yang, Wang, Yu, Xu, Li, Cao, Dhakal, Li & Yao (2024); Zhang, Guo, Yang, Jia, Zhang & Wang (2024b); Zhang, Zhang & Wang (2024c)), et également de contribuer à l'évolution des technologies de surveillances en continue des contraintes environnementaux (Grimes, Ong, Loiselle, Stoyanov, Kouzoudis, Liu, Tong & Tefiku (1999)).

Identification du problème de recherche et ses potentielles solutions

Les ulcères de pression (UP) communément appelés plaies de lit ou escarres constituent un problème de santé grave et croissant, qui dure depuis longtemps. Les UP sont des plaies

consécutives à une hypoxie tissulaire provoquée par une pression excessive et prolongée, souvent entre un plan dur et une saillie osseuse (noa (2015); Blackburn & Ousey (2018); Gupta & Ichioka (2012); Margolis (1995)). Les escarres débutent généralement par des rougeurs ne s'effaçant pas lorsqu'on appuie sur la peau et évoluent en plaies pouvant aller jusqu'aux os (Donnat (2013)). Le taux de prévalence dans les établissements de santé au Canada est d'environ 26% et peut atteindre jusqu'à 66% des populations à risque élevé en milieu communautaire (Führer, Garber, Rintala, Clearman & Hart (1993); Kruger, Pires, Ngann, Sterling & Rubayi (2013); Regan, Teasell, Wolfe, Keast, Mortenson & Aubut (2009)) comme les personnes âgées, les diabétiques, les personnes atteintes de lésions de la moelle épinière. Ce taux varie de 3 à 30% (alexiane.krick (2024)) dans le monde selon les récentes données de l'Organisation Mondiale de la Santé. Parmi les facteurs de risques extrinsèques causant l'arrivée des ulcères de pression, on peut citer : la pression, le cisaillement, les surfaces d'appui, la friction, l'hygiène, la médication, l'humidité, etc. La pression et/ou le cisaillement sont les facteurs majeurs qui interviennent dans le développement des escarres. En fonction de l'état général d'un individu, une pression située entre 30 et 40 mmHg appliquée pendant un temps moindre suffit pour générer une escarre (Vuagnat, Donnat & Trombert (2012)). Une pression localisée contribue au développement des escarres en déformant la peau et les tissus mous, souvent situés entre une structure osseuse et une surface externe, déformant ainsi les cellules, réduisant le flux sanguin et provoquant une ischémie et une nécrose. Quant au cisaillement, cette force provoque un rétrécissement, voire une occlusion des capillaires sanguines résultant également en une ischémie et le sacrum est l'endroit le plus touché lorsque la personne est en position semi-assise et qu'elle glisse dans son lit ou dans son fauteuil. Les UP sont généralement des plaies qui évoluent rapidement jusqu'en phase terminale lorsque le patient n'est pas pris en charge dans les meilleurs délais.

Les escarres sont associées à des conséquences psychologiques, physiques et sociales négatives affectant la santé et la qualité de la vie. La prévention est le bon outil pour combattre les escarres car la guérison complète est incertaine. En matière de prévention et de la gestion des lésions

de pression, le repositionnement fréquent selon un horaire prédéterminé (après chaque heure) est recommandé pour réduire l'incidence des ulcères de pression chez les patients à risque élevé. Cependant, ces recommandations sont trop génériques, car elles ne tiennent pas compte des variations individuelles en terme de charge cutanée, des caractéristiques des patients, du positionnement et des activités de la vie quotidienne. Actuellement, les techniques de prévention des ulcères de pression utilisées en milieu hospitalier pour faciliter le repositionnement des patients reposent essentiellement sur des technologies de détection électroniques via des capteurs de pression et de cisaillement. Parmi les méthodes de détection électroniques couramment utilisés on peut citer les mécanismes : piézorésistif, capacitif, piézoélectrique, triboélectrique, magnétoélastique, qui convertit respectivement la pression en changement de : la résistance (Kumar & Pant (2014); Li, Wu, Xu, Wang, Meng & Li (2018a); Meti, Balavald & Sheepparmatti (2016); Senturia (2001)), de la capacité (Bijender & Kumar (2022); Li, Zhou, Bi, Cao, Xia, Yang, Li & Xiao (2021); Mishra, El-Atab, Hussain & Hussain (2021a); Puers (1993); Yuan, Zhang, Zhou, Wu, Li, Yin, Ma & Jiao (2024)), du voltage (Akiyama, Morofuji, Kamohara, Nishikubo, Tsubai, Fukuda & Ueno (2006); Arnau (2004); Zirkel, Scheipl, Stadlober, Rendl, Greindl, Haller & Hartmann (2013)), la charge électrique (Guo, Wu, Wang, Li, Yao, Zou & Xu (2023a); Lei, Chen, Gao, Wen & Sun (2021); Pierre Claver & Zhao (2021); Shi, Wang, Wang & Lee (2016); Xiong, Liang & Wu (2023); Yang, Guo, Chen, Wang, Jiang, Zhang, Zhang & Wang (2020)), la densité de flux magnétique (Guo, Tang, Tang & Sun (2023b); Pan, Xie, Yang, Li, Bao, Shang & Li (2023); Tan, DeRouin & Ong (2012); Zhu, Estevez, Feng, Chen, Li, Wei, Wang, Wang, Zhao, Jawed & Qin (2024)), etc. Ces capteurs électroniques sont en général coûteux (spécialement pour des applications de détection 2D puisque chaque point de pression correspond à un capteur asservi électriquement (exemple : 1024 points de pression pour la matrice 2D de capteurs de la Cie Tekscan (noa (c)) et Tactilus (noa (b)) utilisant respectivement les technologies résistive et piézorésistive)), moins précis, plus susceptibles aux interférences électromagnétiques et peu robustes pour supporter les cycles de lavages fréquents nécessaires

en milieu hospitalier. Pour combler ces limites de la technologie de détection électronique, développer une plate-forme de capteurs de pression précis, rapides, résistants à l'eau, moins chers, intelligents, pouvant être utilisés pour une variété d'applications de détection biophysique comme la prévention des escarres et la surveillance des états de compression chez les personnes à haut risque est primordial.

Des études récentes ont démontré que le mécanisme de détection optique est prometteur pour le développement de la future génération des capteurs de pression biomédicaux. Tout récemment, il a été démontré que les infimes changements dans la flexion des fibres optiques entraînent une perte de la puissance optique transmise qui peut être corrélée à la déformation et aux déplacements locaux induits dans un matériau mou de type tissu biologique (Facchinello, Wagnac, Ung, Petit, Pradhan, Peyrache & Mac-Thiong (2017a), Facchinello, Wagnac, Ung, Petit, Pradhan, Peyrache & Mac-Thiong (2017b)). L'une des limites de cette étude provient du fait que les fibres optiques de télécommunications standards utilisées subissaient peu de pertes qu'elles étaient insensibles aux amplitudes de compression inférieures à 3 mm en déplacement. De plus, cette approche est limitée à la détection d'un seul point de pression et ne permet pas de savoir l'emplacement exact impacté sur la fibre. Des recherches récentes sur les matériaux artificiels mous, flexibles et transparents ont montré qu'ils étaient une plate-forme prometteuse sur laquelle on peut créer des capteurs optiques hautement sensibles (Harnett, Zhao & Shepherd (2017); Zhao, O'Brien, Li & Shepherd (2016)). Les matériaux polymères sont en effet de bons candidats pour la conception de ces capteurs. Ils permettent de fabriquer des guides d'ondes souples et extensibles qui conviennent idéalement aux applications biomécaniques dynamiques telles que celles requises dans les capteurs portatifs intelligents. Les élastomères en particulier permettent de concevoir des fibres capables de guider la lumière aux courtes longueurs d'ondes, ce qui est très utile surtout pour des applications de détection dans le biomédical. Ces guides d'ondes optiques peuvent aussi transmettre de manière fiable la lumière sur plusieurs mètres avec une faible atténuation.

Objectifs de la recherche

L'objectif de cette thèse de doctorat consiste à développer un capteur de pression optique, précis, rapide, flexible, étirable, hautement sensible, moins cher, résistant à l'eau et capable de localiser l'emplacement où une pression est appliquée en utilisant le polydiméthylsiloxane (PDMS). Le PDMS, matériau biocompatible, possédant des propriétés thermo-mécaniques et optiques requises pour la fabrication des guides d'onde envisagés, est le matériau de base utilisé au cours de cette thèse. Ces travaux se concentrent sur la conception et la caractérisation de nouveaux dispositifs de détection de pression à l'aide des guides d'onde en PDMS et fonctionnant avec un mécanisme nouveau de guidage de la lumière. Les principaux objectifs du projet de recherche rapporté dans cette thèse de doctorat sont classés comme suit :

1. Le premier objectif de ce travail consiste d'abord à caractériser le matériau élastomérique utilisé, c'est à dire le PDMS, puis d'élaborer un processus simple de fabrication par moulage de guides d'ondes flexibles en PDMS à section transversale rectangulaire. Ensuite ces guides d'ondes sont caractérisés afin de déterminer la structure idéale de guide d'ondes en PDMS qu'il faudra pour réaliser un capteur de localisation de pression.
2. Le second objectif de cette thèse vise à minimiser le coût de production en utilisant seulement le PDMS pour concevoir un modèle de guide d'ondes flexible poreux, sensible à la compression, guidant parfaitement la lumière provenant du cœur solide et diffusée par les microbulles contenues dans la gaine. Ce design servira de base pour en faire un capteur de localisation de pression plus tard.
3. L'objectif final de ce travail consiste à concevoir puis à caractériser un nouveau capteur optique de localisation de pression en PDMS, flexible, hautement sensible, rapide et opérant via le mécanisme de guidage d'onde évanescente provenant du cœur solide et qui est diffusée dans la gaine colorée en microbulles lorsqu'une pression est appliquée le long du guide d'ondes. Ce nouveau dispositif serait un outil accessible dans les environnements à faibles

ressources, et contribuerait à améliorer les techniques actuelles de détection de pression critique en milieu clinique et hospitalier tel que la surveillance de l'état de compression des individus dans le but de prévenir en particulier les ulcères de pression. Ce travail constitue une nouvelle étape de fabrication et de caractérisation des capteurs de pressions robustes à base de guides d'ondes en élastomère.

Cette thèse de doctorat est un travail original basé sur des articles de recherche. J'ai contribué à la publication de trois articles (2 publiés / 1 soumis) et co-auteur de trois autres articles publiés qui sont tous des articles de revues à comité de lecture. Ce manuscrit est constitué d'un résumé, d'une introduction, du chapitre 1 (revue de littérature), des chapitres 2, 3 et 4 représentant les articles dont je suis le premier auteur, d'une déclaration de contribution originale avec des perspectives futures.

Structure de la thèse

Ce manuscrit a été structuré comme suit :

- au chapitre 1, nous présentons une revue de littérature en faisant un tour d'horizon premièrement sur les propriétés optiques et mécaniques du polydiméthylsiloxane, puis sur les méthodes de fabrication de guides d'ondes flexibles en polymère et enfin les technologies actuelles de détection de pression et leurs limites. Cette étude permet en d'autres termes d'identifier les besoins sur le marché en matière de développements et fabrications de nouveaux capteurs de pression optiques flexibles.
- le chapitre 2 (**Development of High Refractive Index Polydimethylsiloxane Waveguides Doped with Benzophenone via Solvent-Free Fabrication for Biomedical Pressure Sensing**) est un article publié dans le journal Photonics (MDPI). Le chapitre 2 démontre le contrôle des propriétés optomécaniques du PDMS à partir d'un agent photosensible

(benzophénone) et du ratio Base/Agent durcissant dans le mélange PDMS. Ce chapitre présente ensuite la fabrication et la caractérisation d'un guide d'ondes optique flexible en PDMS, sensible à la compression. La méthode simple de fabrication par moulage est aussi utilisée dans les chapitres 3 et 4.

- le chapitre 3 (**Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide for Biomedical Pressure Sensing Applications**) est un article publié dans le journal Sensors (MDPI). Ce chapitre démontre le mécanisme de guidage de la lumière dans un guide d'ondes en PDMS avec une gaine poreuse. Il propose une méthode simple de fabrication de ce guide d'ondes optique flexible complètement en PDMS et comportant une porosité dans sa structure. Ce nouveau guide d'ondes est capable d'opérer quantitativement en tant que capteur de pression dans une plage dynamique de pressions biomédicales. La structure du guide d'ondes étudiée dans ce chapitre et son processus de fabrication sont également exploités dans le chapitre 4.
- le chapitre 4 (**Location-Aware Pressure Sensing Based on a Colored Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide**) est un article soumis pour une publication dans le journal Sensors and Actuators A : Physical (ScienceDirect / Elsevier). Ce chapitre démontre la localisation d'une pression avec une gaine colorée et poreuse. Ce capteur de pression quasi-distribué est un guide d'ondes cœur-solide/gaine contenant une porosité dans sa structure et fabriqué avec le PDMS dopé localement avec des colorants convenables. En effet, en appliquant une pression à un endroit précis (coloré ou non coloré) le long du guide d'ondes, la réponse du capteur permet d'identifier l'emplacement exact impacté.

Enfin, ce manuscrit se termine par une conclusion récapitulant les résultats obtenus et des perspectives futures de cette thèse de doctorat.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Polydiméthylsiloxane

Le Polydiméthylsiloxane (PDMS) est un élastomère qui fait partie de la famille des silicones (siloxanes polymérisés) et dont le squelette polymère est formé de liaisons siloxanes (Mark, Schaefer & Lin (2015)).

1.1.1 Structure chimique

Le Sylgard 184 (Dow Corning Co) est la formulation commerciale du PDMS bien connue et largement utilisée. Le Sylgard 184 se présente en deux parties sous la forme d'un fluide transparent. La partie A (base) est constituée d'un prépolymère de siloxane comportant des groupes vinyles, et la partie B (agent durcissant) est un copolymère hydrosiloxane contenant des groupes Si-H. En mélangeant des deux parties, les groupes Si-H réagissent avec les groupes vinyles tel que représenté à la Figure 1.1 tirée de (Zimmermann, Amouzou & Ung (2025)) de sorte que les chaînes polymères sont liées de manière irréversible par des liaisons covalentes (Lisensky, Campbell, Beckman, Calderon, Doolan, Ottosen & Ellis (1999); Mazurek, Vudayagiri & Skov (2019); Venkatachalam & Hourlier (2019)).

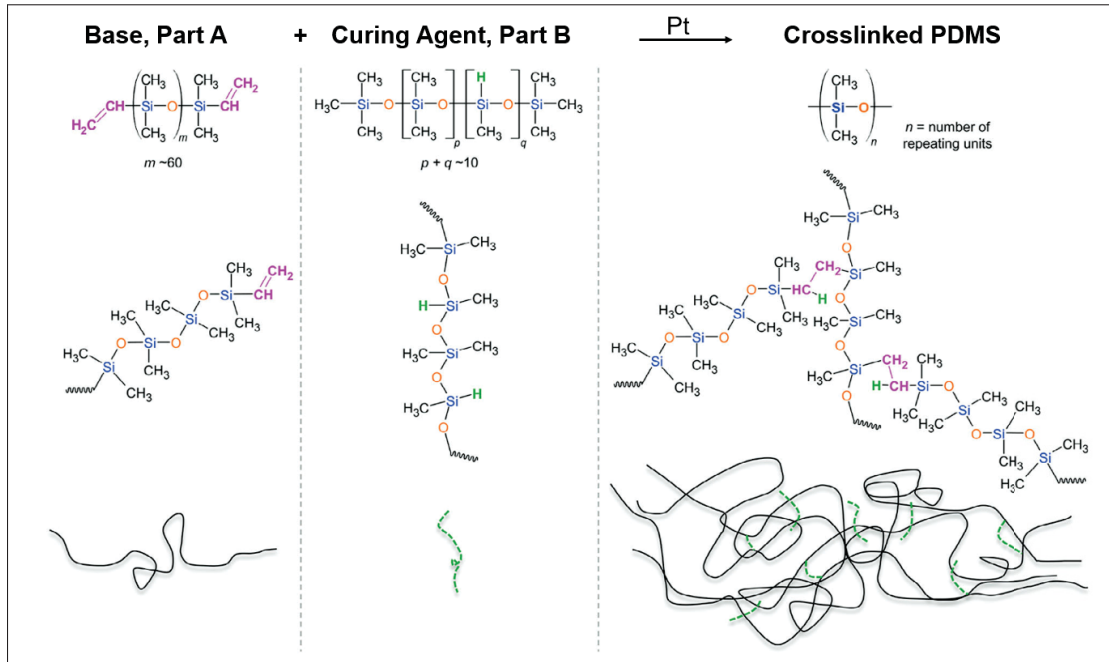


FIGURE 1.1 Représentation de la structure chimique du PDMS : base (à gauche), agent durcissant (au milieu), chaîne du polymère résultant du mélange de la base et de l'agent durcissant (à droite)

1.1.2 Propriétés optiques et thermiques

Le PDMS est un matériau largement utilisé dans diverses applications de détection en optique et photonique compte tenu de ses bonnes et intéressantes propriétés optiques. C'est un matériau hautement transparent (>90%) dans le spectre visible et le proche infrarouge (Zahid, Dai, Hong & Zhang (2017)). L'indice de réfraction et le coefficient d'extinction du PDMS dans le visible et l'infrarouge variant en fonction du ratio base / Agent durcissant sont présentés à la Figure 1.2 tirée de (Gupta, Probst, Gößler, Steiner, Schubert, Brasse, König & Fery (2019); Schneider, Draheim, Kamberger & Wallrabe (2009); Zhang, Qiu, Li, Zhao & Liu (2020)).

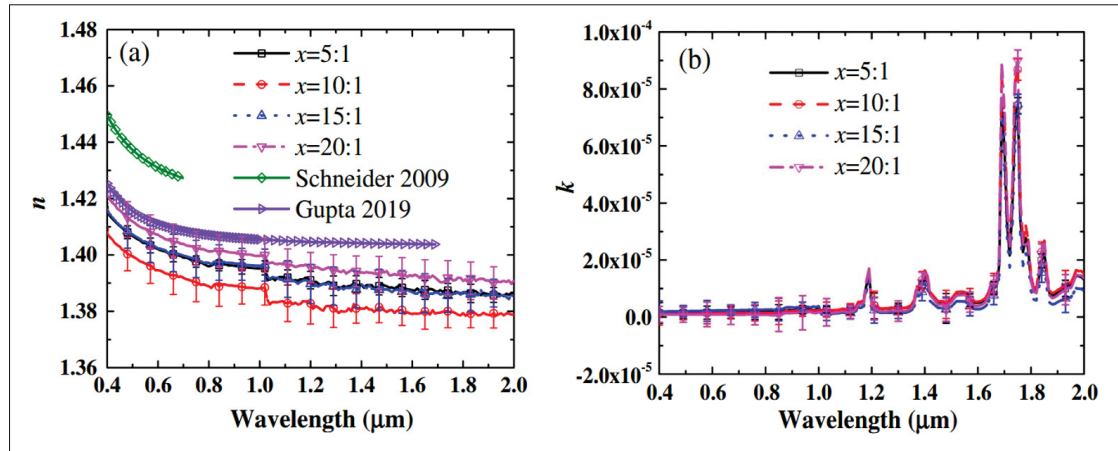


FIGURE 1.2 Indices de réfraction n (a) et coefficients d'extinction k (b) dans le visible et infrarouge du PDMS pour différents ratio base / agent durcissant

L'absorption optique est de l'ordre 0.05 dB/cm à 633 nm d'après (Su, Jon V. DeGroot, Norris & Lo (2006)). Le PDMS est un matériau thermiquement stable (Venkatachalam & Hourlier (2019)). Pour des applications liées à la fabrication des guides d'onde, il est recommandé d'après la littérature de faire le processus de durcissement dans la plage de température $-45\text{ }^{\circ}\text{C} < T < 150\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Grassie & Macfarlane (1978); Venkatachalam & Hourlier (2019); Wang, Li, Zhang, Huang, Niu, Zhang & Long (2024a)).

1.1.3 Propriétés mécaniques

Le PDMS est un élastomère capable de se déformer de manière réversible sous l'effet d'une force mécanique. Le module d'élasticité, l'allongement à la rupture et la résistance à la rupture en traction sont les propriétés mécaniques (Callister Jr & Rethwisch (2020); Zimmermann *et al.* (2025)) couramment rapportées pour le PDMS. Le module d'élasticité en compression se situe dans la plage 0.17 - 4 MPa (Cruz-Félix, Santiago-Alvarado, Márquez-García & González-García (2019); Gaudière, Masson, Morin-Grognnet, Thoumire, Vannier, Atmani, Ladam & Labat (2012); Miller, Safranski, Smith, Guldborg & Gall (2016); Sharfeddin, Volinsky, Mohan & Gallant (2015)) tandis qu'en cisaillement il se situe dans la plage 0.25 - 0.60 MPa (Hopf, Bernardi, Menze, Zündel, Mazza & Ehret (2016); Zimmermann *et al.* (2025)). Le ratio base / agent

durcissant, le temps de durcissement et la température sont généralement les paramètres qui influencent les propriétés mécaniques du PDMS. La Figure 1.3 tirée de (Zimmermann *et al.* (2025)) indique la limite de réponse élastique linéaire suite à la déformation complète des chaînes du polymère (ligne pointillée bleue). À des contraintes plus élevées, la relaxation est complexe, conduisant à un régime de déformation plastique non linéaire irréversible (Figure 1.3). Le coefficient de Poisson moyen du PDMS est de l'ordre 0.5 ± 0.05 (Müller, Wapler & Wallrabe (2019); Pritchard, Lava, Debruyne & Terentjev (2013); Seghir & Arscott (2015)) ce qui indique que la déformation de ce matériau n'entraîne aucune variation de volume.

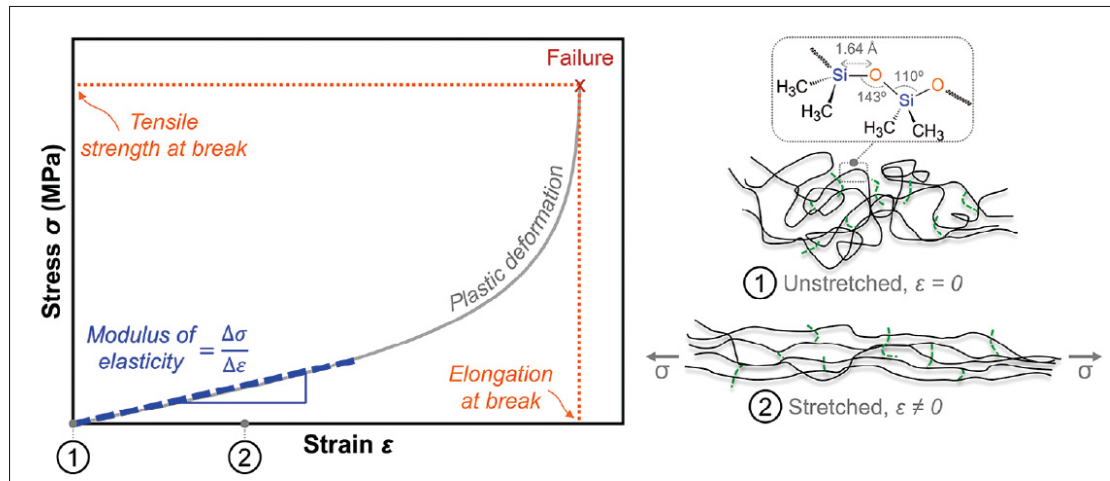


FIGURE 1.3 (À gauche) : représentation graphique de la contrainte-déformation du PDMS ; (à droite) : schéma du réseau de PDMS dans un état non contraint et dans un état allongé pendant la déformation élastique

1.1.4 Aspects biocompatibles et environnementaux

Le PDMS est un matériau stable et biocompatible c'est à dire ne génère pas d'effets indésirables au contact des tissus vivants et des fluides corporels. Le PDMS est classé comme un matériau sûr pour son utilisation dans les cosmétiques, dans la fabrication des implants médicaux (Doloff, Veisesh, de Mezerville, Sforza, Perry, Haupt, Jamiel, Chambers, Nash, Aghlara-Fotovvat, Stelzel, Bauer, Neshat, Hancock, Romero, Hidalgo, Leiva, Munhoz, Bayat, Kinney, Hodges, Miranda, Clemens & Langer (2021); Shin, Kim, Kim, Lee, Choy & Heo (2018)) etc. Le PDMS durcit en

tant que déchet solide finit par être dégradé dans le sol (Graiver, Farminer & Narayan (2003)) et ne représente pas de risques pour l'environnement à court terme. On note aussi que les organismes vivants du sol y compris les végétaux (Hobbs, Keplinger & Calandra (1975)), les organismes aquatiques (Stevens, Powell, Mäkelä & Karman (2001)) etc ne sont pas non plus affectés par la présence des déchets solides provenant du PDMS dans la nature. Récemment, de nouveaux travaux de recherches ont proposés des méthodes de recyclage chimique du PDMS (Elmanovich, Sizov, Zefirov, Kalinina, Gallyamov, Papkov & Muzafarov (2022); Torgunrud, Reverón Pérez, Spitzberg & Miller (2023); Vu, Boulègue-Mondière, Durand, Raynaud & Monteil (2023)) dans le but d'éradiquer les risques que pourraient avoir la présence du PDMS dans la nature à long terme.

1.2 Guides d'ondes

1.2.1 Généralités : Définition et principe de guidage

Avec les développements technologiques aujourd'hui, les guides d'onde sont faits en matériaux métalliques ou diélectriques. Un guide d'ondes optique également appelé guide d'ondes diélectrique est un système physique qui sert à guider les ondes électromagnétiques ou acoustiques, pour les maintenir confinées dans un milieu ou dans les dispositifs à ondes guidées de l'optique intégrée, sur une certaine distance (noa (2024); Kogelnik (1988); Okamoto (2021)). Un guide d'ondes monomode a généralement un cœur plus petit qu'un cheveux humain et ne permet qu'un seul mode de propagation en guidant des signaux lumineux sur de longues distances avec une faible atténuation grâce à l'absence de modes de lumière concurrents. Parcontre, un guide d'ondes multimode a un cœur beaucoup plus grand, ce qui permet le guidage de plusieurs modes de lumière en concurrence les uns avec les autres. Les guides d'ondes multimode conviennent idéalement à être utilisés pour des applications qui ne requièrent pas une portée importante. À l'instar des fibres optiques qui sont des guides d'ondes cylindriques, les structures en géométrie plane ou de ruban (Figure 1.4 tirée de (Bernardot (2009))) sont couramment utilisées dans les dispositifs optiques et photoniques.

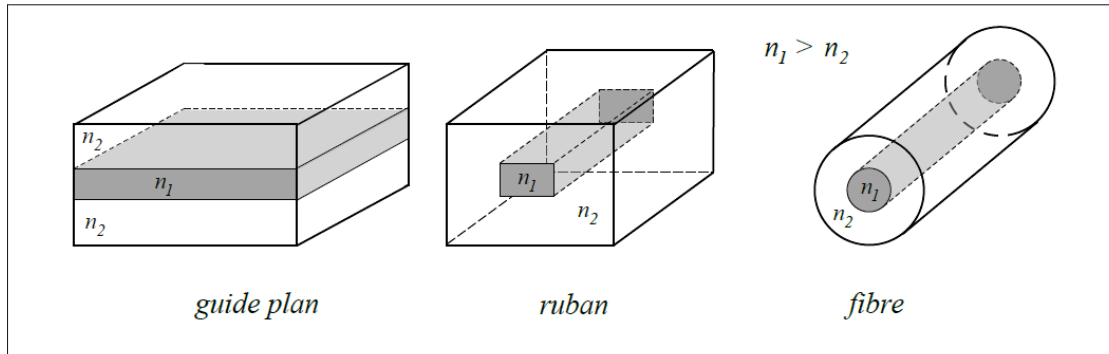


FIGURE 1.4 Exemples de structures de guides d'ondes, (à gauche) : guide d'ondes plan, (au milieu) : guide d'ondes à structure de ruban et (à droite) : guide d'ondes à structure cylindrique

Le principe de confinement de la lumière repose sur un milieu diélectrique (cœur), entouré d'un second milieu (gaine) d'indice de réfraction plus faible, et constituant un piège pour la lumière, qui se réfléchit aux frontières par réflexions totales (Bernardot (2009) ; Marcuse (2013) ; Okamoto (2021)), comme illustré à la (Figure 1.5) tirée de (Okamoto (2021)).

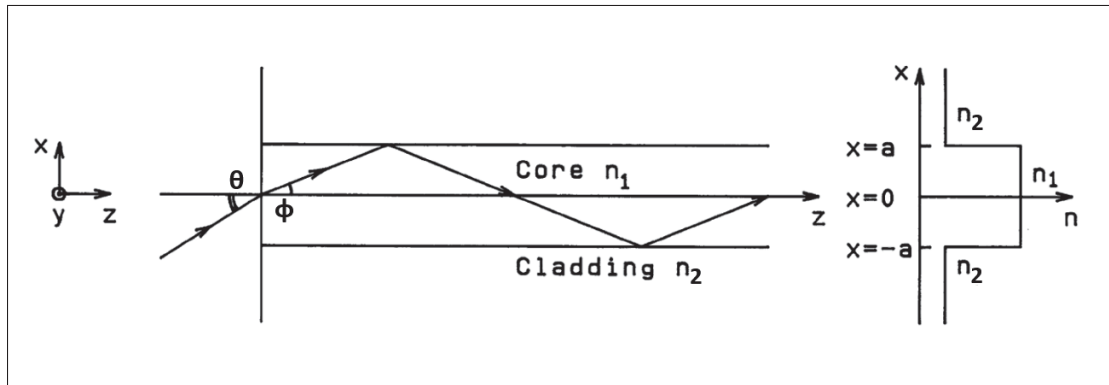


FIGURE 1.5 Principe de guidage de la lumière dans un guide d'ondes optique et profil d'indice de réfraction

La condition de guidage par **réflexion interne totale** de l'acronyme anglais **TIR (total internal reflection)** à l'interface cœur/gaine est donnée par la relation 1.1 :

$$\sin \theta \leq \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (1.1)$$

où n_1 et n_2 sont les indices de réfraction du cœur et de la gaine respectivement ; θ est l'angle d'incidence.

La différence d'indice entre le cœur et la gaine est de l'ordre de 0.01 (Okamoto (2021)) d'où l'équation 1.1 conduit approximativement à :

$$\theta_{max} \cong \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (1.2)$$

où θ_{max} désigne l'angle d'acceptance maximal de lumière du guide d'ondes. L'ouverture numérique (de l'acronyme anglais numerical aperture (NA)) est définie par l'équation 1.3 :

$$NA = n_1 \sin \theta = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (1.3)$$

En résumé, pour qu'un rayon soit guidé dans le cœur d'un guide d'ondes diélectrique faisant une frontière transverse avec l'air ambiant, le rayon doit être couplé de l'extérieur avec un angle d'incidence plus petit que l'angle d'acceptance θ_{max} .

La différence d'indice de réfraction relative entre le cœur et la gaine (δ) exprimé généralement en pourcentage est définie (Okamoto (2021)) par l'équation 1.4 :

$$\delta = \frac{n_1^2 - n_2^2}{2n_1^2} \cong \frac{n_1 - n_2}{n_1} \quad (1.4)$$

L'ouverture numérique (NA) et la différence d'indice de réfraction relative (δ) sont reliées par la relation 1.5 :

$$NA = n_1 \sin \theta = n_1 \sqrt{2\delta} \cong \theta_{max} \quad (1.5)$$

L'angle maximal de propagation de la lumière dans le cœur est donnée par l'équation 1.6 :

$$\phi_{max} \cong \frac{\theta_{max}}{n_1} \cong \sqrt{2\delta} \quad (1.6)$$

Cependant, lorsque l'indice de réfraction du cœur devient très proche de celui de la gaine, la réflectivité de l'interface est abaissée de sorte que le guidage des ondes se produit via une réflexion interne totale frustrée (Cluzel & De Fornel (2022); Perel'man (2009); Rahnavardy, Arya, Wang & Weiss (1997); Suhr (2012); You, Wang, Wang, Pan & Zhou (2008); Zhu, Yao, Chen & Zhu (1999)) de l'acronyme anglais FTIR (frustrated total internal reflection) tel qu'indiqué à la figure Figure 1.6 tirée de (Zhu *et al.* (1999)).

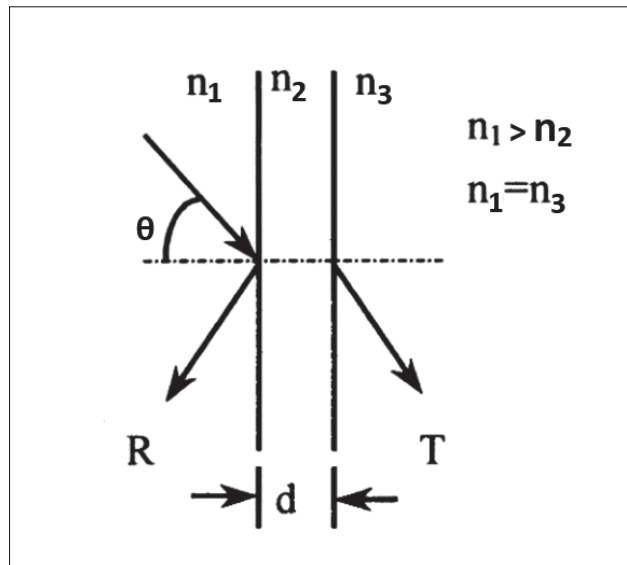


FIGURE 1.6 Schéma du principe de la réflexion interne totale frustrée

1.2.2 Guides d'ondes flexibles en polymères

Les matériaux capables de guider la lumière aux courtes longueurs d'ondes tels que les polymères flexibles sont très prometteurs de nos jours pour diverses applications notamment le biomédical. Le PDMS qui fait partie de la famille des silicones (siloxanes polymérisés) est un meilleur candidat pour plusieurs raisons : c'est un matériau hydrophobe, de qualités optiques et mécaniques élevées, biocompatible, simple à utiliser, peut être mis en forme par moulage ou par lithographie douce (Xia & Whitesides (1998)) ou bien par photolithographie en UV (Valouch, Sieber, Kettlitz, Eschenbaum, Hollenbach & Lemmer (2012)), sert pour multiples applications en électronique, micro-optique, photonique, en chimie des capteurs (Lötters, Olthuis, Veltink & Bergveld (1997)), pour la nanofabrication (Feltrin (2013)) etc. Il existe différentes techniques de fabrication d'un guide d'ondes complètement en PDMS en introduisant une différence d'indice entre le cœur et la gaine. Le moulage, la lithographie douce, l'extrusion, l'immersion, la centrifugation (Ma, Jen & Dalton (2002); Wang, Li & Su (2024b); Zimmermann *et al.* (2025)) sont les méthodes couramment utilisées.

Ryabchun A. et al (Ryabchun, Sakhno & Wegener (2016a)) ont manipulé par moulage divers élastomères et agents photosensibles via l'utilisation d'un solvant (chloroforme) pour fabriquer des réseaux diffractifs stables par exposition holographique UV (Ryabchun, Wegener, Gritsai & Sakhno (2016b)). L'élastomère est en effet mélangé avec la solution dopante (agent photosensible dissout dans le chloroforme) pendant trente minutes environ puis séché au four pour enlever entièrement le solvant. L'approche de Ryabchun A. et al (Ryabchun *et al.* (2016a)) a permis d'explorer l'effet de la lumière UV sur les liaisons chimiques du polymère PDMS. En effet, pour des échantillons de PDMS dopés avec le benzophénone, on note un meilleur attachement du benzophénone qui diffuse dans l'élastomère conduisant à une forte modulation d'indice de réfraction dans les régions où la lumière UV est forte comme le montre la Figure 1.7 extraite de (Ryabchun *et al.* (2016a)). Une modulation d'indice de réfraction de l'ordre de 10^{-3} a été démontré pour l'élastomère PDMS.

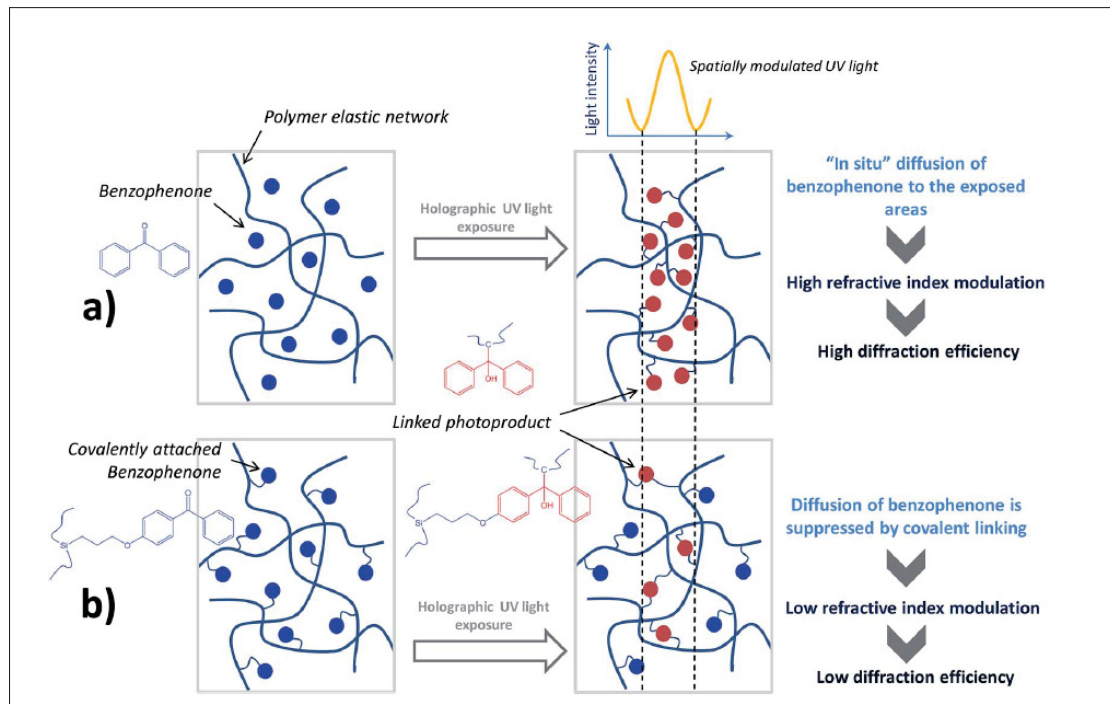


FIGURE 1.7 Représentation schématique de la formation de réseaux dans la matrice du polymère avec (a) et sans (b) diffusion des molécules du dopant (benzophénone)

Guo et al (Guo, Niu & Yang (2017); Guo, Zhou, Yang, Dai & Kong (2019c)) ont pour leur part développé aussi une méthode de fabrication par moulage. En effet, ces derniers utilisent un tube en silicone dans lequel ils injectent du PDMS via une seringue, puis le tube est ensuite maintenu au four pendant 40 minutes à 80°C. Le guide d'ondes est ensuite extrait du tube avec de l'eau. La gaine est ensuite fabriquée par dip-coating puis séchée au four. Ils (Guo, Yang, Dai & Kong (2019a); Guo *et al.* (2019c)) ont également développé une autre approche de fabrication qui consiste à sécher le cœur du guide d'ondes coulé dans le moule en silicone avec la lumière UV. Le démoulage s'effectue par la suite en utilisant le dichlorométhane (Choi, Humar, Kim & Yun (2015)). Ces méthodes permettent de fabriquer aisément des guides d'ondes flexibles, pliables, et extensibles en PDMS tel qu'illustré à la Figure 1.8 tirée de Guo *et al.* (2019c) (figure à gauche) et de (Choi *et al.* (2015); Guo *et al.* (2019a)) (figure à droite).

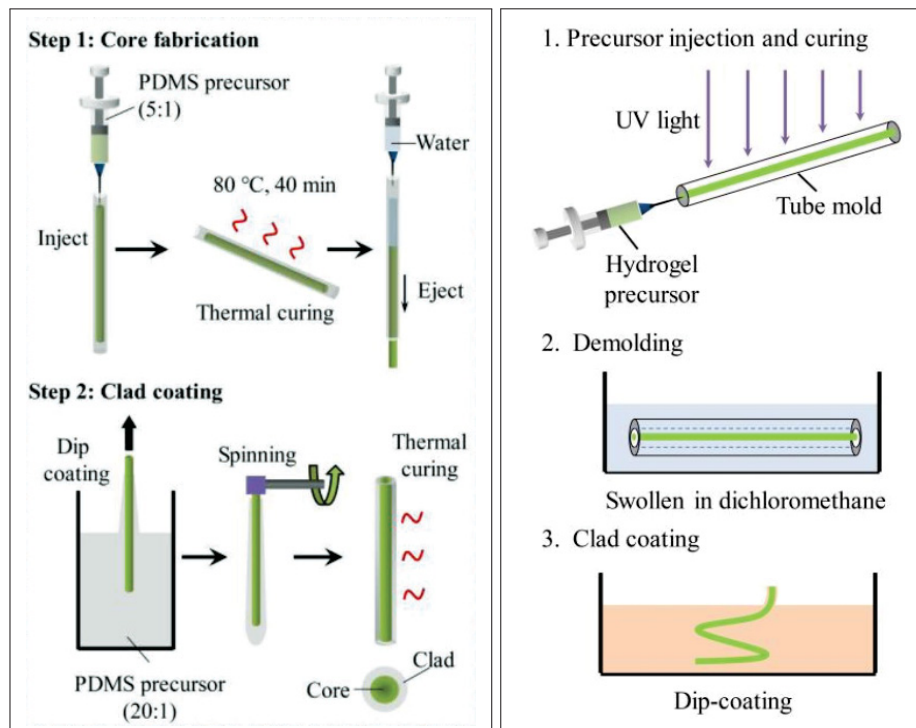


FIGURE 1.8 Fabrication de guides d'ondes cœur / gaine en PDMS via un tube en silicone, (à gauche) : l'extraction du guide d'ondes avec de l'eau et (à droite) : démoulage avec le dichlorométhane

Cai et al (Cai, Qiu, Shao & Wang (2013)) ont développé leur méthode de fabrication basée sur la lithographie douce. En effet le cœur et la gaine du guide d'ondes sont entièrement fabriqués à partir du PDMS en contrôlant le ratio du mélange base et l'agent durcissant afin d'avoir le contraste d'indice cœur/gaine désiré. Robert F. Shepherd et al (Zhao *et al.* (2016)) dans leurs études ont combiné une méthode par moulage (moules fabriqués via l'impression 3D) et la lithographie douce pour fabriquer des guides d'ondes innovants en élastomères (Figure 1.9).

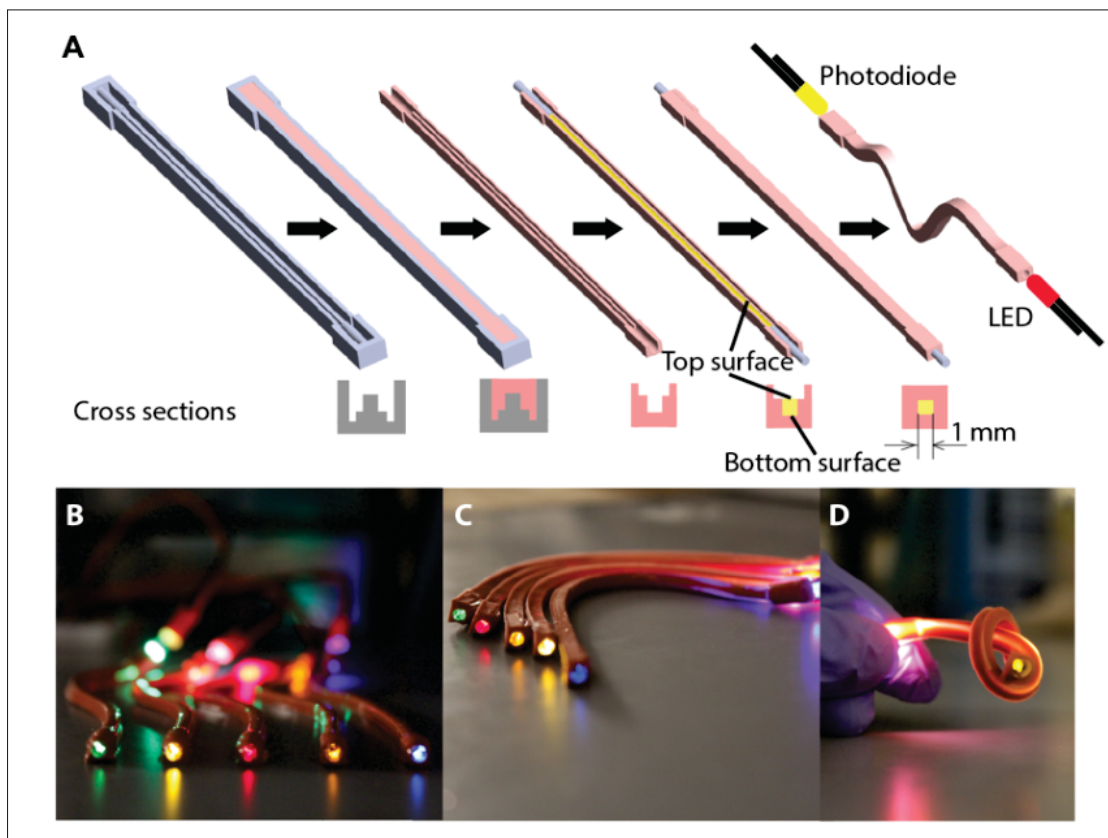


FIGURE 1.9 (A) : Étapes de fabrication du guide d'ondes flexible à section transverse, (B) : Guides d'ondes couplés avec différentes sources LEDs à une de leurs extrémités, (C, D) : Guides d'ondes couplés à des LEDs en positions de courbure et d'enroulement

Le cœur et la gaine du guide d'ondes sont fabriqués respectivement avec du VytaFlex 20 et Elastosil M 4601 A/B. La température utilisée pour le durcissement des élastomères est de 60°C pendant environ 60 à 240 minutes. Ces guides d'ondes flexibles, pliables et extensibles répondent efficacement sous des contraintes d'allongements, de courbures et de pressions. Harnett et al (Harnett *et al.* (2017)) ont fabriqué des guides d'ondes souples et flexibles de 1 à 2 mm de diamètre en utilisant une fibre d'uréthane élastique commerciale communément appelée “Stretch Magic” qu'ils ont recouvert par le PDMS (ELASTOSIL M 4641 A/B, Wacker Chemie AG) comme illustré à la Figure 1.10 tirée de Harnett *et al.* (2017). Les tests de caractérisations optiques et mécaniques démontrent que la fibre d'uréthane guide impeccablement la lumière dans le visible et proche infra-rouge.

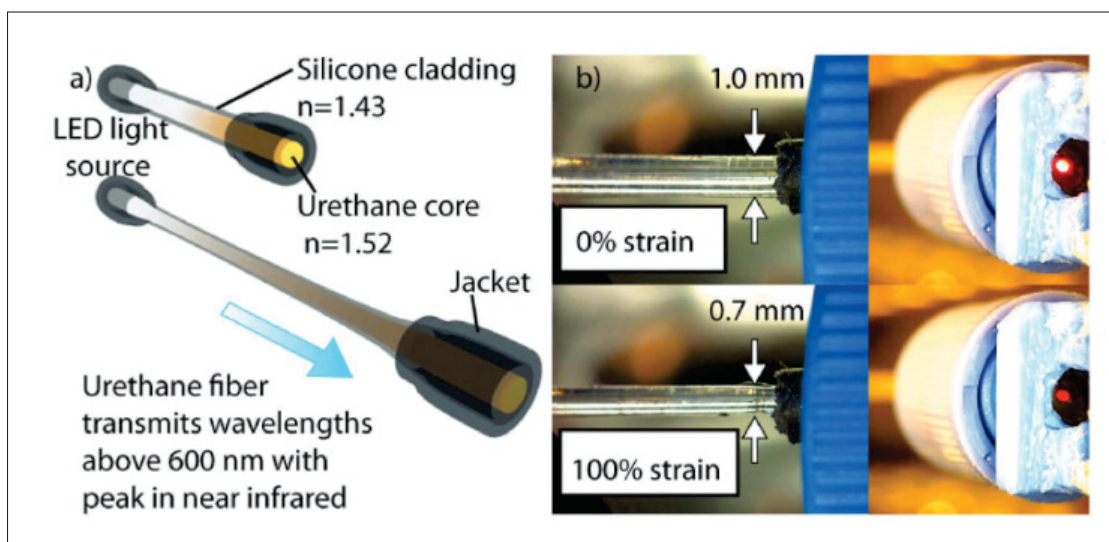


FIGURE 1.10 (a) Guide d'ondes cœur / gaine illuminé avec une forte atténuation en position d'étirement, (b) photographies du guide d'ondes sans (0%) et sous (100%) contrainte mécanique avec l'intensité lumineuse de sortie correspondante

Brandon et al (Swatowski, Hyer, Shepherd, Weidner & Degroot Jr (2017)) ont développé des guides d'ondes à gradient d'indice (WG-1022/1025/1027) en utilisant une combinaison de trois matériaux polymères en silicones commerciaux de “Dow Corning”. Leur procédure de fabrication du guide d'ondes s'effectue par “spin-coater” et l'exposition à l'UV. Brandon et al (Swatowski *et al.* (2017)) ont démontré à partir de leur étude qu'on peut contrôler aisément l'atténuation

optique du guide d'ondes en optimisation ses dimensions au moment de la fabrication. Sandt et al (Sandt *et al.* (2018)) ont proposé un textile constitué de guides d'ondes flexibles. Il s'agit d'une bande élastique permettant de contrôler la pression de bandage. La gaine des guides d'ondes est faite avec de revêtements multicouches en élastomères (PDMS : Sylgard 184 + PSPI (polystyrene-polyisoprene)) via un spin-coater tandis que le cœur est fabriqué avec un autre dérivé du PDMS (SE 1700). Leber et al (Leber, Cholst, Sandt, Vogel & Kolle (2019)) ont développé des guides d'ondes cœur / gaine en une seule étape en utilisant le procédé de coextrusion. Cette méthode offre l'avantage de fabriquer des guides d'ondes à l'échelle de plusieurs centaines de mètres en quelques heures. En exploitant la transformabilité par fusion des élastomères thermoplastiques (Star Clear 1044 et Daikin T-530), des guides d'ondes hautement déformables ont été fabriqués tel qu'illustré à la Figure 1.11 tirée de (Leber *et al.* (2019)). D'après leur étude, les élastomères Star Clear 1044 et Daikin T-530 sont les meilleurs choix pour garantir d'une part un bon contraste d'indice cœur / gaine pour faciliter le guidage de la lumière par réflexion interne totale et d'autre part une transparence élevée pour une transmission lumineuse à faible atténuation optique.

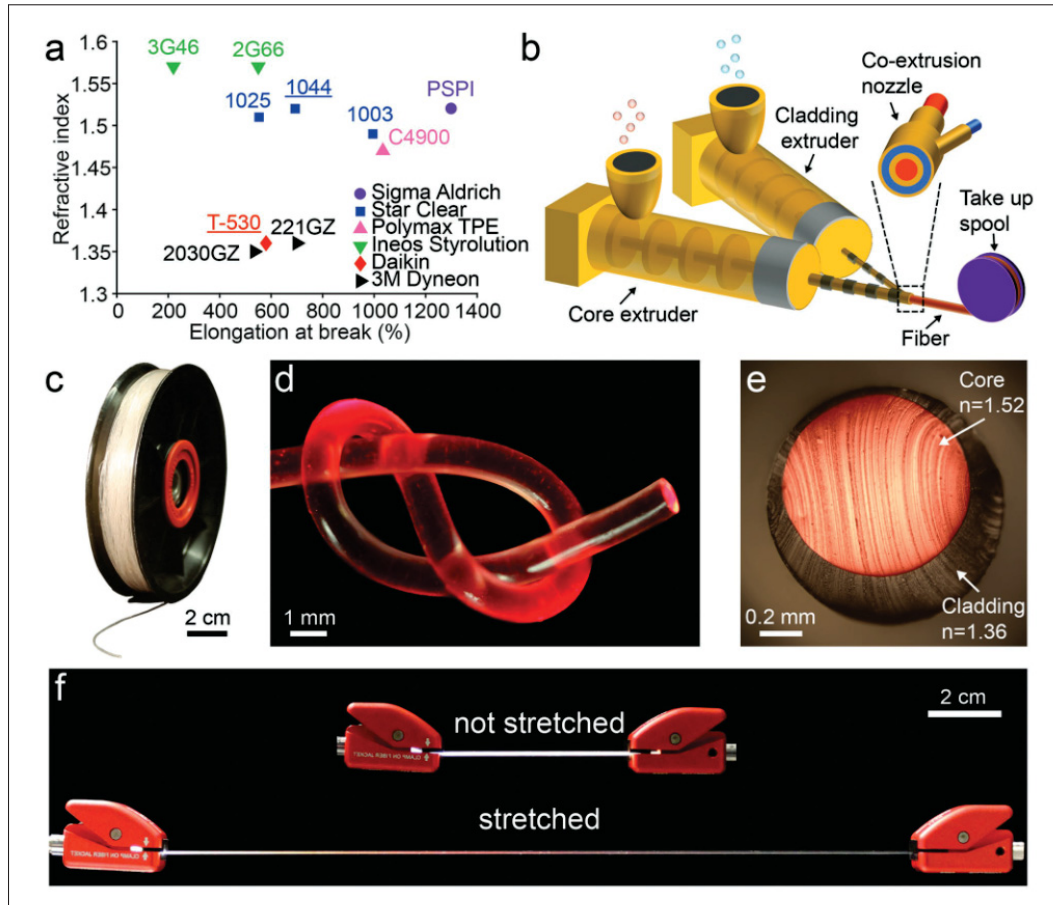


FIGURE 1.11 (a) Évaluation de quelques propriétés opto-mécaniques d'élastomères thermoplastiques commerciaux ; (b) méthode de fabrication de guide d'ondes cœur/gaine par coextrusion ; (c) waveguide coil ; (d) photographie du guide d'ondes flexible enroulé à section circulaire illuminé ; (e) photographie de la section transversale du guide d'ondes ; (f) guide d'ondes illuminé sans et avec étirement

1.3 Capteurs de pression

1.3.1 Quelques technologies de détection de pression

Dans cette partie, nous présentons un tour d'horizons sur les technologies de capteurs de pressions existantes (électroniques et optiques) utilisant les fibres optiques, textiles, les matériaux mous et élastomères. Les technologies de détection de pression actuelles sont en grande partie électronique (piézorésistive, capacitive, piézoélectrique, triboélectrique magnétoélastique).

Quant à la technologie de détection optique, elle consiste généralement à analyser via un signal lumineux (transmittance, réflectance, absorption, diffusion, modulation d'intensité ou de phase, longueur d'onde, démodulation de phase interférométrique etc), les changements (d'indice de réfraction, des propriétés d'un réseau diffractif incorporé etc) dans les guides d'ondes optiques suite à une microcourbure, à une pression appliquée ou à d'autres déformations (Li, Zhang, Qian, Ou, Shen & Xiao (2020b); Mekhtiev, Yurchenko, Neshina, Al'kina & Madi (2020); Pinet (2011)). Du biomédical (médecine préventive, détection de chutes de patients en perte d'autonomie, surveillances en continue de la santé etc) en passant par le sport (Hoshizaki, Post, Oeur & Brien (2014); Siegmund, Guskiewicz, Marshall, DeMarco & Bonin (2014)), la prévention des accidents de la circulation routière (Mohd Rasli, Madzhi & Johari (2013)) et sur les chantiers de construction (Goutnik, Goeckeritz, Sabetta, Curry, Willman, Willman, Currier Thomas & Lucke-Wold (2022); Wang, Kim, Kim, Lee & Min (2020)), les capteurs de pression ont transformés nos vies. Ils sont généralement conçu avec des matériaux adaptés (textiles, polymères etc) et opèrent via des technologies électroniques (Alkhader, Saikia, Driscoll & Mankodiya (2020); Fujii & Murao (2021); Gokhale, Vaibhav V., Marko, Carl, Alam, Tanjimul, Chaudhari, Prathamesh & Tovar, Andres (2016); Masihi, Panahi, Maddipatla, Hanson, Bose, Hajian, Palaniappan, Narakathu, Bazuin & Atashbar (2021); Powell & Dompier (2004); Singh & Behera (2023)) ou optiques (Marciniak, Woźny, Szymczak & Runowski (2024); Mekhtiev *et al.* (2020); Schenato, Galtarossa, Pasuto & Palmieri (2020)).

(Argenta & Morykwas (1997); Argenta, Morykwas, Marks, DeFranzo, Molnar & David (2006)) ont développé un dispositif de régulation du vide communément appelé en anglais "Negative Pressure Wound Therapy" fournissant une pression constante ou intermédiaire à travers des pansements hermétiques. Le TexiCare, développé par (Chenu, Vuillerme, Bucki, Diot, Cannard & Payan (2013)) est un dispositif de surveillance personnalisé muni d'un capteur de pression électronique adapté, intégré dans un fauteuil roulant. Son rôle est de favoriser la prévention en temps réel des ulcères de pression chez des patients paraplégiques atteints de lésions de la moelle épinière. Dans chaque situation de pression critique, ce dispositif alerte l'utilisateur via une montre ou un téléphone intelligent tel qu'illustré à la (Figure 1.12).



FIGURE 1.12 Principe de détection du dispositif TexiCare : déclenchement d'une alerte sans fil à destination de l'utilisateur via une montre ou un appareil intelligent (téléphone, tablette, ordinateur) lorsqu'une pression critique est détectée à la suite d'un positionnement dangereux

Le capteur de pression du TexiCare est formé de deux couches externes formant une matrice 32 x 32, constituées de fibres de nylon recouvertes d'argent pouvant conduire le courant et d'une couche intermédiaire constituée de fibres recouvertes de polymères capables de produire un effet piézorésistif c'est-à-dire que cette couche peut modifier la résistance électrique du matériau en fonction des forces exercées sur les fibres textiles. Le textile est tel que pour chaque ligne de la matrice inférieure, le système électronique balaie chaque colonne de la matrice supérieure pour rechercher la valeur de résistance des capteurs à fibre piézoélectrique. Pour donner suite à une modification des valeurs de résistance sous l'effet de variation de pression, cette dernière est convertie en tension mesurable par l'unité centrale équipée d'une carte flash SD permettant d'enregistrer les données de pressions. Le textile TexiCare contient au total 1024 capteurs piézorésistifs occupant chacun une surface de 1 cm². En appliquant une pression sur le textile, on peut ainsi collecter les données (Figure 1.13).

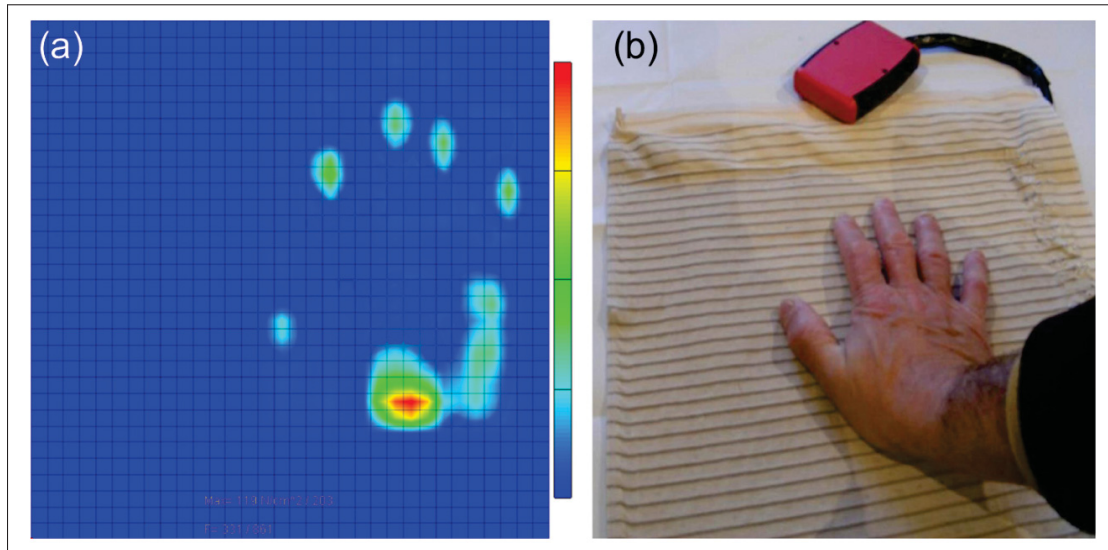


FIGURE 1.13 (a) Système matriciel du capteur constitué de fibres, (b) procédure de collectes des pressions

Le TexiCare offre la possibilité de prendre en compte l'anatomie spécifique de la région de la fesse du patient ce qui favorise un meilleur contrôle des risques à l'interface des tissus de la peau en contact avec le textile intelligent et également de suivre efficacement les risques qui pourraient provenir de l'intérieur des tissus. C'est aussi un dispositif facile à utiliser autant en milieu hospitalier que domestique. Hayn et al (Hayn, Falgenhauer, Morak, Wipfler, Willner, Liebhart & Schreier (2015a)) ont proposé et développé un système de surveillance et d'évaluation des facteurs à risques liés aux ulcères de pression dans un contexte de soins à domicile. C'est un système fiable et capable de combler quelques limites (utilisation à long terme, bas coût, adaptation de l'assemblage en fonction des types de lits) de certains capteurs de pression existants. Ce système est composé d'un lit muni de capteurs de pression, d'accéléromètres 3D, d'une unité de collecte et de prétraitement des données, d'un terminal domestique et interface utilisateur. Il constitue une méthode efficace pour la détection de mouvements discrets, ce qui permet de surveiller la mobilité au lit et prévenir ainsi les risques d'ulcères de pression. La détection de mouvements est réalisée à l'aide de cinq et quatre résistances de détection de force jouant le rôle de capteurs de pression résistifs. Les capteurs de pression servent à détecter si une personne était présente ou non dans le lit. Le fonctionnement repose sur la détection via ces capteurs de pression et accéléromètres 3D, les repositionnements d'une personne allongée

sur un matelas puis analyser ces données à l'aide d'une tablette tel qu'illustré à la Figure 1.14 tirée de (Hayn *et al.* (2015a)). Les capteurs ont été isolés à l'aide de tubes thermorétractables afin de mieux contrôler l'humidité. Les données provenant de ces capteurs sont collectées et analysées grâce à des cartes (Arduino Uno R3 and Arduino Mega 2560 R3) et les résultats sont accessibles sur une tablette via Bluetooth. L'avantage de ce dispositif est que les seuils des capteurs électroniques peuvent être ajustés aux types de matelas et au poids de la personne. Selon Hayn et al (Hayn *et al.* (2015a)), l'utilisation de la communication en champ proche et l'identification par radiofréquence permettent d'améliorer davantage ce dispositif afin de rendre plus fiables les données manuelles entrées par l'utilisateur.

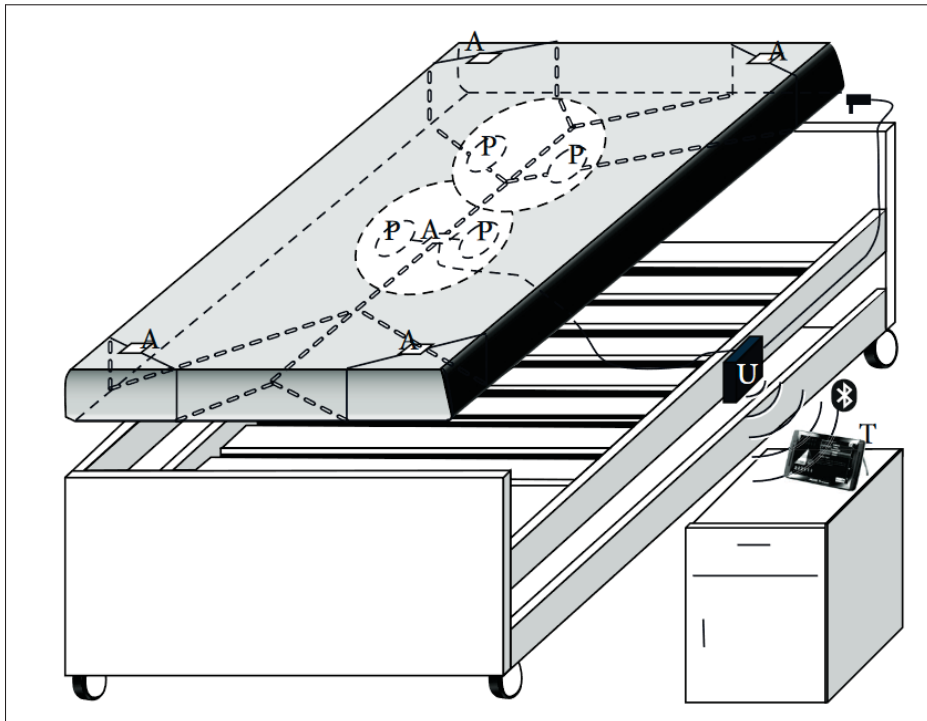


FIGURE 1.14 Configuration du lit intelligent : les accéléromètres sont désignés par la lettre (A), (P) représente les capteurs de pression, (U) est une unité de traitements des données et (T) est une tablette qui affichent les résultats

Les travaux de Saenz-Cogollo et al (Saenz-Cogollo, Pau, Fraboni & Bonfiglio (2016)) ont permis de développer un capteur de pression résistif prometteur en textile formant une grille 2D (Figure 1.15) favorisant le mapping de la pression et bien adaptée aux régions sensibles aux développement des ulcères des pression telles que les fesses et les plantes des pieds.

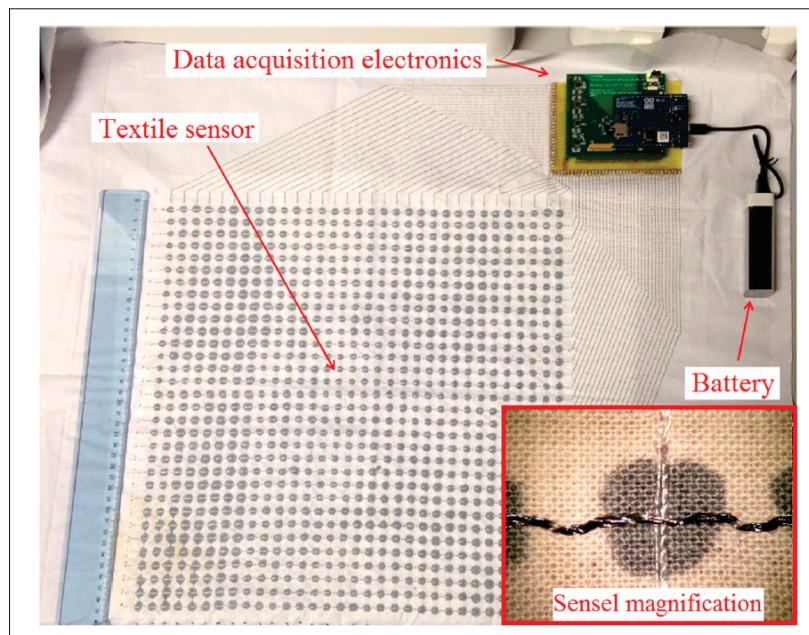


FIGURE 1.15 Présentation du prototype en textile formant une grille 2D de capteur de pression résistif

Citons également le capteur de pression capacitif hautement sensible (0.3 kPa^{-1} à 3.2 MPa^{-1}) pour des pressions appliquées de 0 à 1000 kPa fabriqué par (Masihi *et al.* (2021)) via une couche diélectrique poreuse de HNO_3/PDMS représentant un dispositif idéal pour des applications de détection de pression dans le domaine du sport. En guise de démonstration, une casquette portative a été développée grâce à un ensemble de 16 de ces capteurs de pression pour mesurer et cartographier les pressions appliquées sur la tête d'un joueur comme illustré à la Figure 1.16 tirée de (Masihi *et al.* (2021)). La cartographie de la pression avec ce dispositif a été utilisée pour observer et comprendre l'ajustement approprié du casque au sport et les résultats sont encourageants. Notons que des casques dotés de ces capteurs protègent mieux les utilisateurs car ces capteurs permettent de déterminer avec précision la gravité des impacts à la tête suite à un accident de circulation par exemple, ce qui peut guider les secouristes et les médecins à faire des interventions plus ciblées auprès des personnes blessées. Ces casques peuvent également être utilisés dans le processus de la détection de commotion cérébrale.

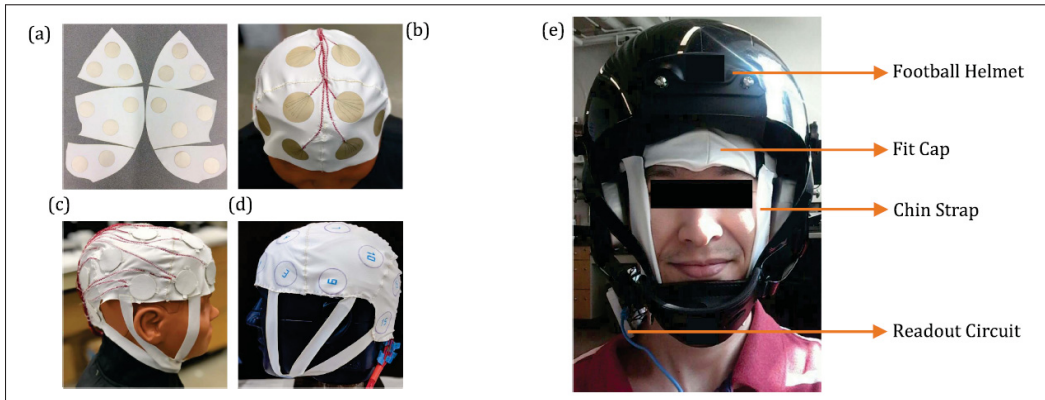


FIGURE 1.16 (a) Photographie des électrodes inférieures laminées du casque sur un tissu, (b) fixation de différentes parties du casque, (c) photographie du casque avec les capteurs de pression en place, (d) étapes de recouvrement et d'étiquetage des capteurs de pression, (e) test d'utilisation et de collectes des données

D'autres récents travaux (Dai & Thostenson (2019); Huang, Fan, Chen & Zhao (2019); Li (2024); Li, Zheng, Chen, Luo, Su, Tang, Gao, Li, Cao, Liu, Kang, Wang & Li (2020a); Pereira, Simoes, Fonseca, Carvalho & Almeida (2020); Ruth, Feig, Tran & Bao (2020); Tan, Liu, Tang, Chen, Zhu, Li, Zhou, Kang, Xu, Wang, Wang, Tan & Li (2022); Zhao (2023)) ont également contribué à l'élaboration des prototypes de capteurs de pression électroniques prometteurs et pouvant être utilisés pour diverses applications.

Les guides d'ondes optiques sont au centre de la technologie de détection optique. Les fibres optiques sont inertes et biocompatibles, n'ont pas de conductivité électrique, ont un faible coefficient de dilatation et de conductivité thermique, ont un grand rapport signal bruit, ce qui accroît la sensibilité des capteurs dans lesquelles elles sont utilisées. Grâce à leur flexibilité, les fibres optiques peuvent se conformer facilement à des surfaces complexes (peau, dents, os, articulation etc) et présentent une très bonne adhérence à des tissus biologiques. La réalisation de capteurs à base de fibres optiques offre des avantages intéressants, tels que l'immunité électromagnétique et la sécurité intrinsèque, par rapport à leurs homologues électroniques (Guo, Zhao, Zhou, Ning, Jiang, Yang, Kong & Dai (2019b)). Les études menées par Paulo et al (Roriz, Frazão, Lobo-Ribeiro, Santos & Simoes (2013)) révèlent que l'expansion des capteurs de pression à fibres optiques a connu une avancée considérable. On peut citer des capteurs intravasculaires et

intracardiaque, capteurs de pression et saturation en oxygène, des capteurs de pression à fibre multimode, des capteurs de pression intramusculaire, intra articulaire, intracrânien etc. Il existe aussi des capteurs capables de détecter la pression dans d'autres régions du corps humain telles que la pression dans la trachée, dans les régions intravaginales, intraoculaires, intramédullaires et gastro-intestinales (Roriz *et al.* (2013)). Ledoux et al (Wang, Ledoux, Sangeorzan & Reinhall (2005)) ont développé un capteur constitué d'un réseau de fibres optiques disposées en rangées perpendiculaires et en colonnes séparées par des matériaux élastomères. C'est un capteur de pression/cisaillement qui constitue un nouveau moyen de transduction de la pression plantaire et de contraintes de cisaillement. La technique utilisée par Wang et al pour détecter le cisaillement et la pression permet de déterminer la déformation de la fibre induite via la force exercée sur cette dernière. Le principe de fonctionnement du capteur étudié repose sur la perte de puissance de transmission due au couplage entre les différents modes se propageant dans le cœur de la fibre et du mode rayonnant. Les points de pression sont directement situés l'un au-dessus et en dessous de l'autre. Ces points sont ensuite désalignés sous l'effet des forces de cisaillement comme illustré à la Figure 1.17.

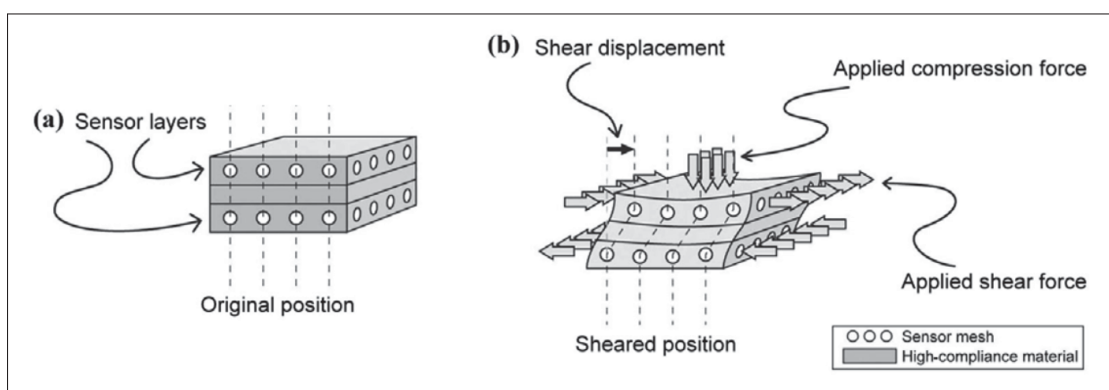


FIGURE 1.17 (a) Capteur de pression/cisaillement en position initiale et (b) en position de cisaillement

Wang et al (Wang *et al.* (2005)) ont ainsi réussi à étudier la mesure de la pression plantaire localisée et du cisaillement via ce réseau de capteurs à fibre optique. Les résultats des tests de pression et de cisaillement sont encourageants avec un changement reproductible de l'intensité lumineuse en compression et en cisaillement. Joseph et al (Sandt *et al.* (2018)) ont récemment

proposé et fabriqué des bandes en textiles dotées de capteurs colorimétriques dans le but de contrôler et d'optimiser la pression du bandage autant quantitative que qualitative en milieu clinique, sportif et domestique. Le principe est tel que pour donner suite à l'application d'une pression, ces capteurs réagissent à une déformation par une variation de couleurs ce qui permet de localiser la pression appliquée. Leur méthode de détection est une stratégie permettant de limiter la pression maximale qu'un textile peut exercer sur un membre ou une partie du corps. Cette fibre textile qui change de couleur lors de l'étirement et de la relaxation est obtenue en contrôlant la périodicité radiale de la gaine multicouche et l'épaisseur des couches pendant la fabrication. Avec une couleur rouge sans déformation, la couleur passe à l'orange au jaune puis au vert et enfin au bleu lorsque la contrainte augmente et la période de la couche diminue comme illustré à la Figure 1.18 tirée de (Sandt *et al.* (2018)).

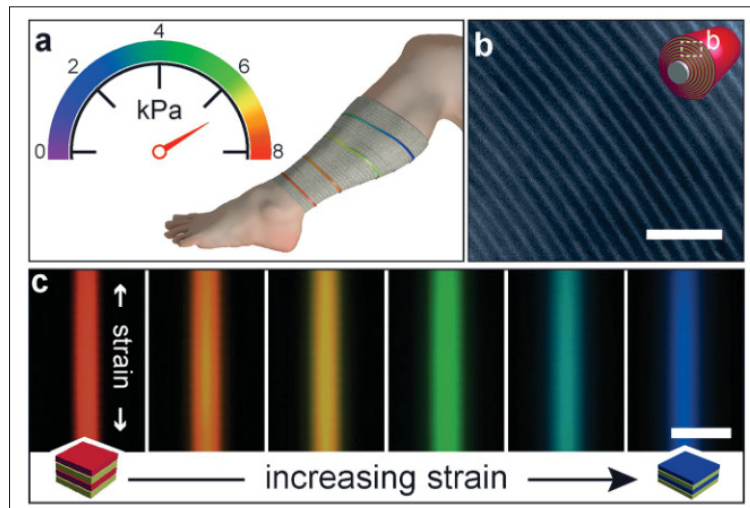


FIGURE 1.18 Concept de détection de la pression d'un bandage : (a) Représentation de l'utilisation de fibres textiles comme indicateurs colorimétriques de pression sous-bandage en thérapie compressive, (b) Image d'une coupe transversale de la gaine multicouche obtenue par microscopie électronique à balayage, (c) évolution du changement de couleurs du textile

La pression du bandage augmente avec l'étirement. Le principe de fonctionnement du dispositif proposé (Sandt *et al.* (2018)) repose sur le décalage des pics de réflexion vers les courtes longueurs d'onde au fur et à mesure que la pression appliquée augmente. La position des pics de réflexion est relativement liée à la pression appliquée et à la couleur observée comme illustrée à la Figure 1.19 tirée de (Sandt *et al.* (2018)).

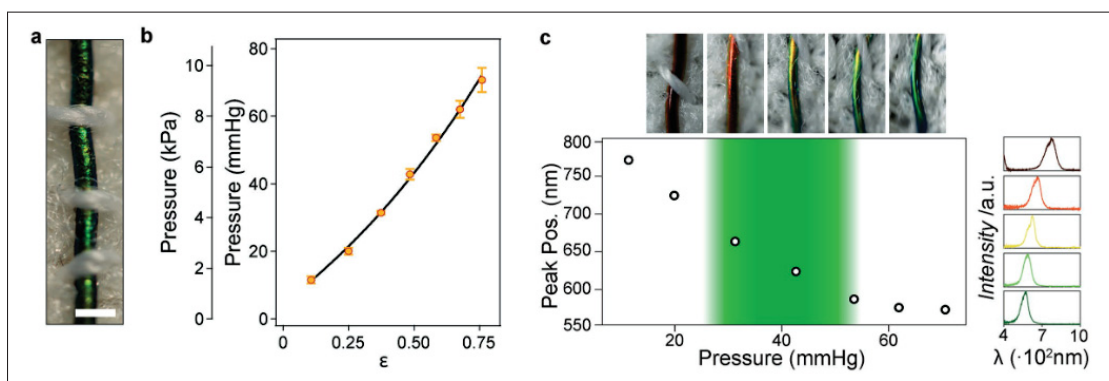


FIGURE 1.19 Détection colorimétrique de la pression du bandage : (a) photographie montrant une fibre colorimétrique cousue sur une bande, (b) pression de bandage en fonction de la déformation réelle, (c) Représentation de la longueur d'onde des pics de la lumière réfléchiée en fonction de la pression appliquée

La technique de détection utilisée (Sandt *et al.* (2018)) est plus avantageuse sur le plan d'inspection visuelle car sans utiliser un spectrophotomètre ou une photodiode la couleur donne une indication sur la pression qui est appliquée (bandage serrée, moins serrée etc.) mais en termes de fabrication cela nécessite des étapes compliquées. Les travaux de Harnett et al (Harnett *et al.* (2017)) démontrent également l'évolution apportée par l'utilisation des guides d'ondes optiques souples, extensibles, cousables et sensibles à déformation en matière de fabrication des dispositifs portatifs biomédicaux sur le marché. L'étude de Harnett et al démontre que les fibres (Figure 1.10) cousues sur un textile à l'aide d'une machine à coudre et installées dans un ruban adhésif extensible détectent les déformations dues aux modifications musculaires lors d'une activité. En effet, les fibres cousues sont contraintes pour un comportement monotone intensité versus déformation car les fils de fixation créent des microcourbures dans la fibre. Le

test effectué avec le dispositif placé au genou et présenté à la Figure 1.20 extraite de Harnett *et al.* (2017) montre un changement de forme et une augmentation de la longueur avec charge.

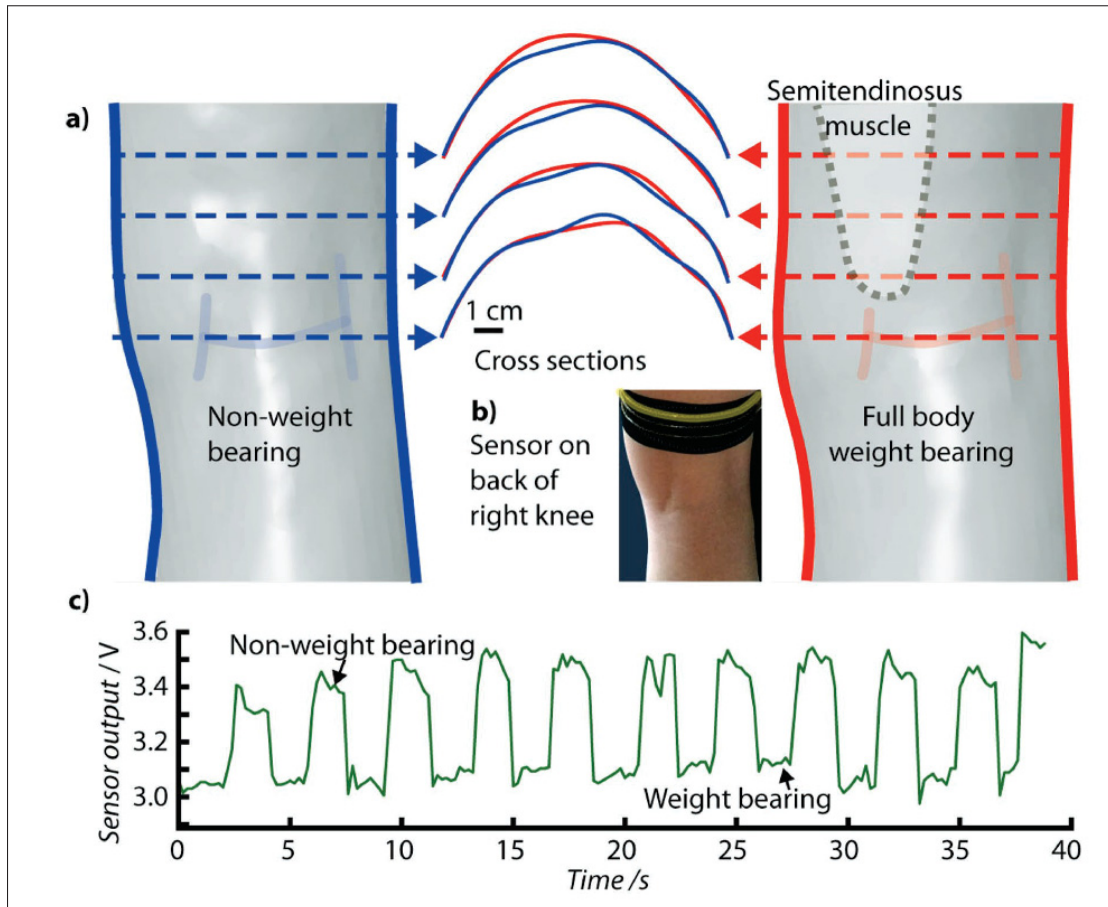


FIGURE 1.20 (a) Scans et coupes transversales du genou sans et avec charge, (b) photo du capteur en place au genou, (c) réponse du capteur en fonction du temps pendant 10 cycles

La détection de divers types de mouvements humains est aussi cœur de la révolution engendrée par le développement des capteurs flexibles. Guo *et al.* (Guo *et al.* (2017)) ont démontré l'utilisation des fibres en polymères proposées (Figure 1.8) dans divers scénarios (la détection de la voix humaine et des mouvements de flexion et d'extension) comme illustré à la Figure 1.21 tirée de Guo *et al.* (2017).

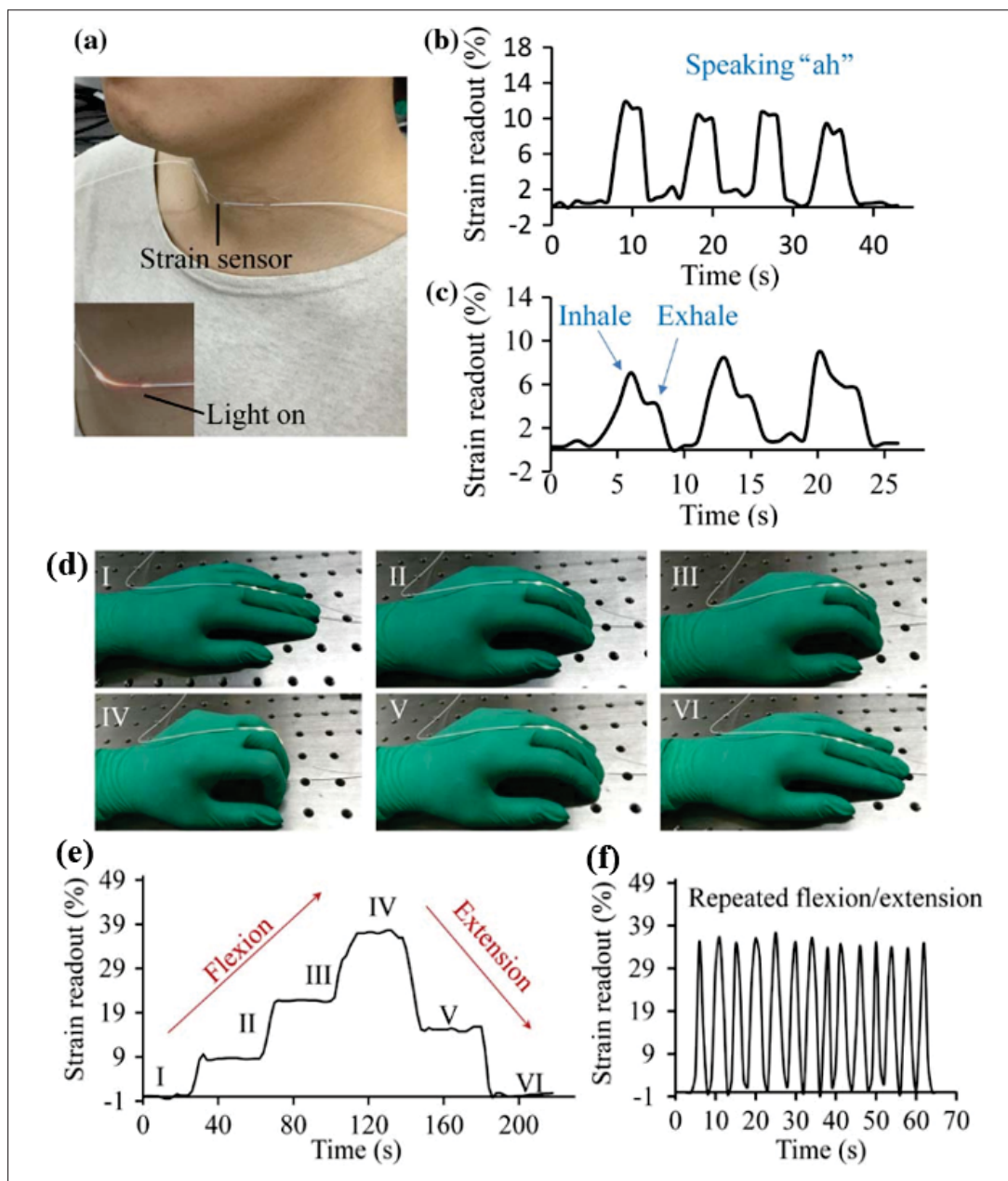


FIGURE 1.21 (a) Photographie montrant le capteur illuminé et fixé au cou d'un humain, (b) réponse du capteur lorsque ce dernier détecte une voix humaine répétitive, (c) réponse du capteur suite à un mouvement respiratoire, (d) capteur intégré à un gant portable surveillant en temps réel les mouvements d'un doigt humain, (e) réponse du capteur correspondant à (e), (f) réponse du capteur pour des cycles répétés de flexion/extension d'un doigt humain

Les fibres flexibles et extensibles en élastomères thermoplastiques développées par Leber et al (Leber *et al.* (2019)) servent à détecter des déformations extrêmes. C'est un capteur optique utilisé dans des contextes de surveillances d'activités humaines. Intégré à un gant ou une genouillère, ce capteur permet de suivre les mouvements de la main, et du genou pendant la marche et la course d'un sujet testé comme illustré à la Figure 1.22 tirée de Leber *et al.* (2019). Ce capteur intégré à une raquette de tennis constitue également un outil de détection de l'emplacement de l'impact d'une balle via les signaux du capteur.

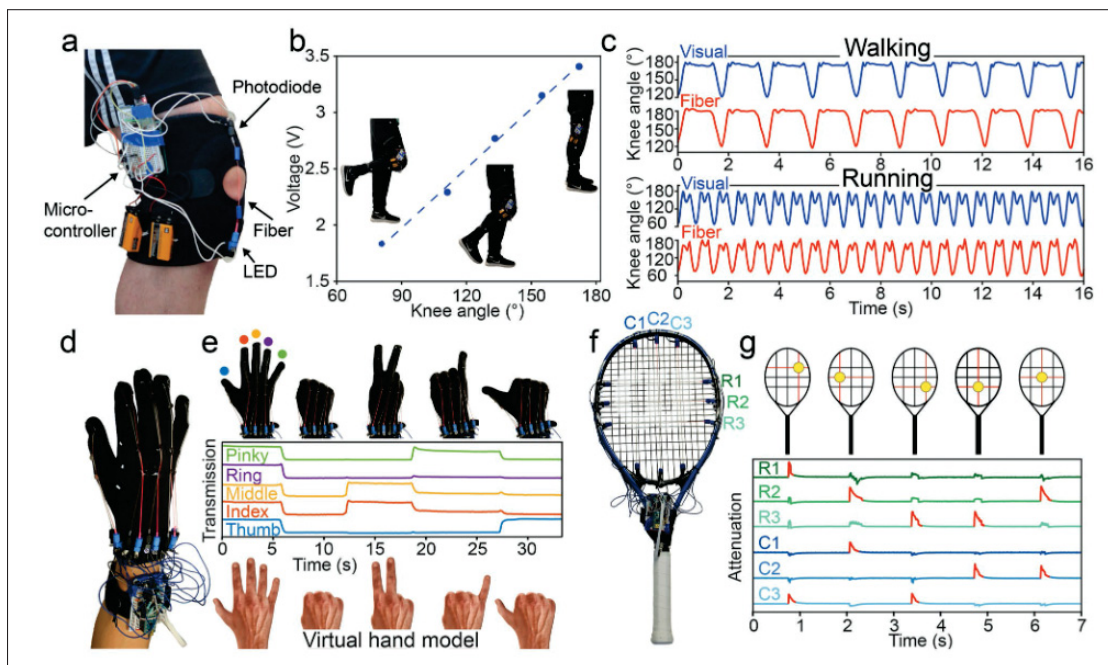


FIGURE 1.22 (a, b) Photographie du capteur à fibre thermoplastique intégré à une genouillère pour surveiller les mouvements du genou pendant la marche et la course ; (c) réponse du capteur en fonction de l'angle d'inclinaison du genou pendant la marche et la course ; (d, e) photographie du capteur intégré à un gant portatif détectant les mouvements de la main ; (f) capteur à fibre thermoplastique formant une grille 2D intégré à raquette de tennis ; (g) réponse optique du capteur indiquant l'emplacement de l'impact d'une balle de tennis sur la raquette

En robotique, les guides d'ondes flexibles en polymères sont également utilisés pour diverses applications. Par exemple, le guide d'ondes optique (Figure 1.9) développé par Zhao *et al.* (2016) est utilisé pour la fabrication d'une main de robot flexible. Ce bras robotique est capable de détecter des mouvements et d'identifier les objets comme illustré à la Figure 1.23 tirée de Zhao

et al. (2016). C'est une technologie très prometteuse pour en faire des capteurs de pression hautement sensibles.

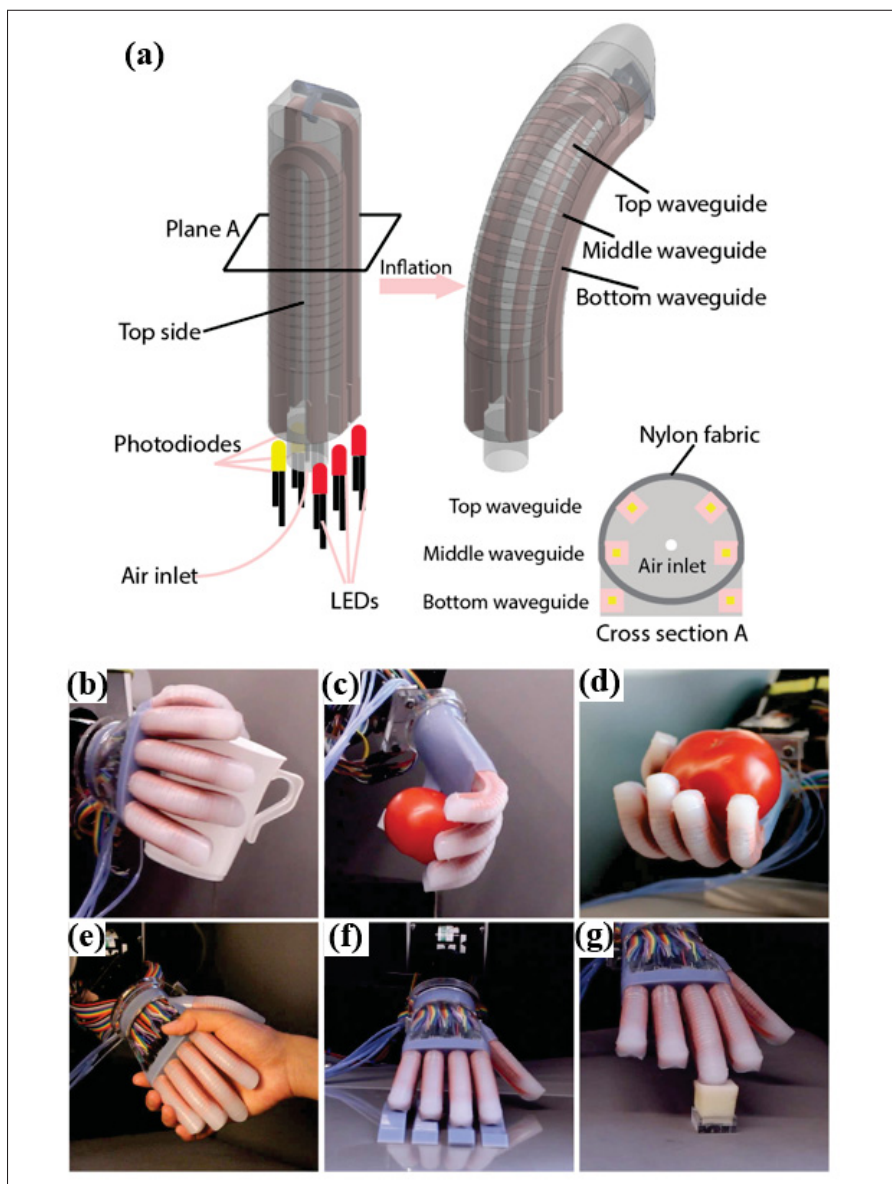


FIGURE 1.23 (a) schéma d'un doigt souple assemblé avec plusieurs guides d'ondes extensibles ; photographie de la main robotique capable de : (b) tenir une tasse de café ; (b, c) saisir une tomate dans différentes positions ; (d) serrer une main humaine ; (f) détecter la rugosité et la forme des objets ; (g) utiliser un doigt de la main pour identifier un objet

La technologie développée dans ce travail utilise une méthode d'évaluation quantitative c'est à dire le couplage de la lumière avec des LEDs et des mesures faites avec des photodiodes. Cependant, sur le plan de la fabrication elle est très complexe à réaliser car cela nécessite un assemblage de plusieurs guides d'ondes et l'utilisation de plusieurs LEDs et photodiodes ce qui revient également coûteux.

1.3.2 Capteurs de localisation de pression

Pour des applications biomédicales, en particulier la surveillance de l'état de compression des individus, les capteurs de pression détectant la pression appliquée mais également l'emplacement exact où cette pression a été appliquée serait innovateur. Récemment, Shepherd et al (Bai, Li, Barreiros, Tu, Pollock & Shepherd (2020)) ont proposé des capteurs à fibres optiques extensibles distribués contenant des régions de colorants et fabriqués avec des matériaux élastomères comme illustré à la Figure 1.24 tirée de (Bai *et al.* (2020)). C'est un guide d'ondes optique à section rectangulaire contenant deux cœurs dont l'un est dopé localement avec des colorants, et l'ensemble est recouvert par une gaine.

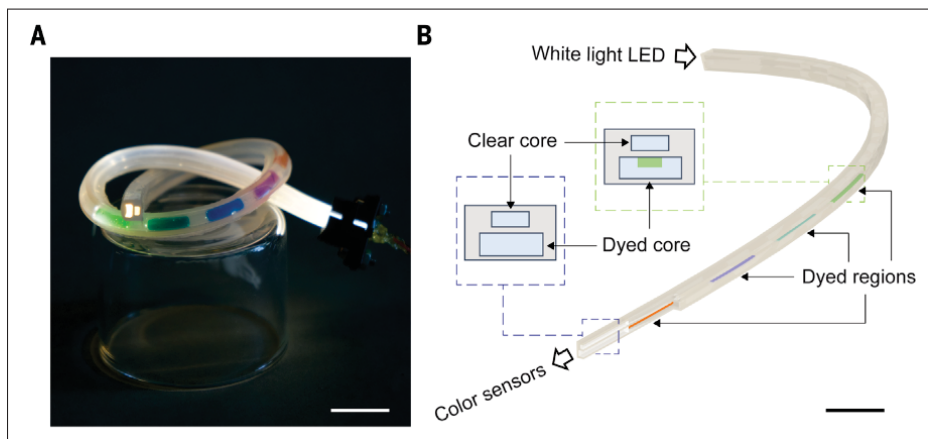


FIGURE 1.24 (A) Photographie du guide d'ondes flexible illuminé montrant les régions colorées, (B) photographie de la section transversale rectangulaire du guide d'ondes colorimétrique

Ce capteur optique colorimétrique (Figure 1.24) est capable de détecter des emplacements, de mesurer les amplitudes de déformation tout en distinguant les types de déformations. En

compression et au-dessus de l'angle critique, les rayons du cœur coloré s'échappent à travers le colorant et se couplent au cœur transparent, produisant le guidage d'une lumière colorée dans le cœur transparent et qui est mesurée à la sortie du dispositif. La photographie du guide d'ondes illuminé correspondant aux différents cas de déformations étudiés est représenté à la Figure 1.25 tirée de Bai *et al.* (2020).

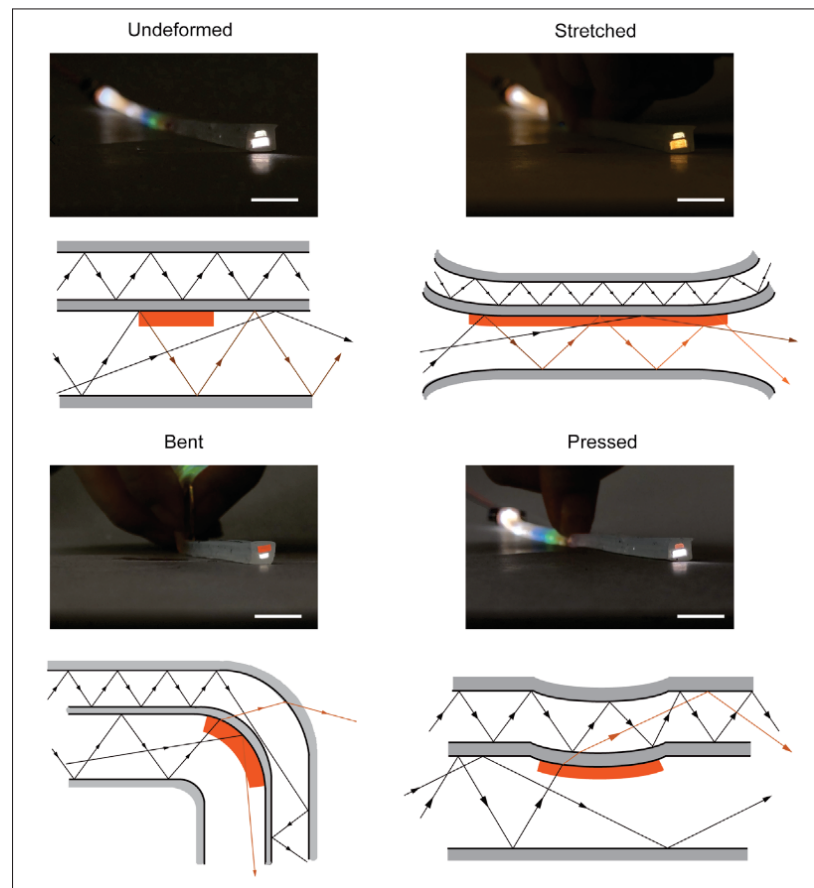


FIGURE 1.25 Photographie du capteur colorimétrique illuminé sans et avec déformations (étirement, pression, courbure)

Le développement de capteurs optiques via des fibres optiques en silice ou avec des guides d'ondes flexibles en polymères contenant des structures diffractives (Ryabchun *et al.* (2016b)) et des réseaux tels que : réseau de Bragg (FBG), réseau long pas (LPG), réseau long pas chirpé (CLPG) etc, sont prometteurs pour des détections d'emplacement et des déformations telles que la pression, les courbures, l'étirement. Dans le cas d'un capteur de pression de localisation, ces

technologies optiques (implémentation de structures diffractives dans les guides d'ondes ou fibres optiques) permettent de reconstruire avec précision la distribution spatiale et l'amplitude de multiples points de pression le long du capteur. Rappelons aussi que pour des applications telle que la surveillance des déformations cutanées induites par les activités humaines, les capteurs à fibre optique, traditionnellement constitués de fibres de silice rigides ne sont pas mécaniquement compatibles avec la peau humaine et présentent une plage de déformation limitée ($< 1\%$) (Guo *et al.* (2019b)). Actuellement et pour les générations futures, l'utilisation des matériaux souples, extensibles, biocompatibles et possédant de bons propriétés opto-mécaniques s'impose pour la fabrication des capteurs optiques. Nous pouvons citer entre autres, les récents travaux de Guo et al (Guo *et al.* (2019b)) qui démontrent des applications d'un capteur optique constitué d'une fiber optique contenant des réseaux FBG recouvert d'un bloc de PDMS comme illustré à la Figure 1.26 tirée de (Guo *et al.* (2019b)).

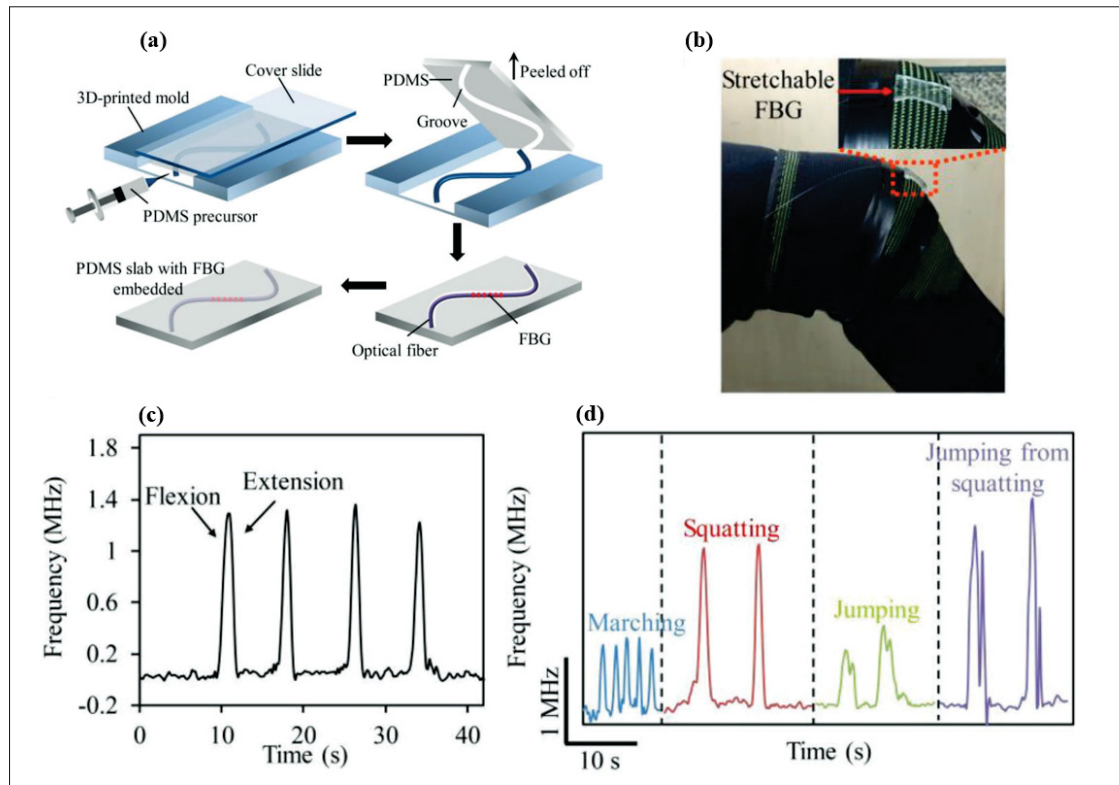


FIGURE 1.26 (a) Processus de fabrication du capteur, (b) photographie du capteur assemblé sur une genouillère élastique, (c) réponse du capteur aux flexions et extensions répétées de l'articulation du genou, (d) réponse du capteur aux mouvements de marche, d'accroupissement et de saut

Ce dispositif permet de mesurer diverses déformations dynamiques associées à la flexion, l'extension et à la torsion sur une large plage de détection allant jusqu'à 50%. Guo *et al.* (2019b) ont démontré que ce dispositif peut être utilisé directement sur la peau ou comme capteur portatif pour la détection de diverses activités humaines, notamment la respiration, l'expression faciale et les mouvements articulaires en temps réel.

1.4 Conclusion

Ce chapitre résume brièvement ce qu'est un dispositif de détection de la pression et/ou du cisaillement, électronique ou optique à base de matériaux mous, de fibres textiles et des guides d'ondes. Il présente les méthodes actuellement disponibles pour leur fabrication, et expose

quelques utilisations pratiques de ces capteurs. Dans l'ensemble on constate que la majorité des méthodes de fabrication repose sur des processus complexes, coûteux et nécessite des équipements lourds pour pouvoir faire les mesures quantitatives. L'objectif de ce doctorat est de proposer de nouvelles techniques simples pour développer un capteur de pression de localisation en utilisant le PDMS pour des applications biomédicales. Ce travail vise également à contribuer à l'enrichissement des connaissances scientifiques disponibles et permettra d'explorer d'autres pistes d'applications dans un domaine en plein essor.

CHAPITRE 2

DEVELOPMENT OF HIGH REFRACTIVE INDEX POLYDIMETHYLSILOXANE WAVEGUIDES DOPED WITH BENZOPHENONE VIA SOLVENT-FREE FABRICATION FOR BIOMEDICAL PRESSURE SENSING

Koffi Novignon Amouzou¹, Alberto Alonso Romero¹, Dipankar Sengupta¹, Satyendra Kumar Mishra², Andréane Richard-Denis³, Jean-Marc Mac-Thiong³, Yvan Petit¹, Jean-Marc Lina¹, Bora Ung¹

¹ Département de Génie Électrique, École de Technologie Supérieure,
1100 Rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

² Centre for Optics, Photonics and Lasers, Université Laval,
Quebec City, QC G1V 0A6, Canada

³ Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal,
5400 Gouin Boul, West, Montreal, QC, H4J 1C5, Canada

Article publié dans la revue

« MDPI photonics »

le 9 août 2022.

<https://www.mdpi.com/2304-6732/9/8/557>

Résumé : Nous présentons la fabrication et la caractérisation de guides d'ondes optiques en élastomères, destinés à être utilisés pour la fabrication d'un capteur de pression conformable, résistant à l'eau et moins cher, propice au développement de dispositifs intelligents portatifs de surveillance en santé. Pour atteindre cet objectif, des guides d'onde sensibles en polydiméthylsiloxane à section rectangulaire ont été fabriqués. Une nouvelle procédure de dopage, permettant de contrôler l'indice de réfraction des guides d'onde obtenus, a été développée expérimentalement en utilisant des dopants à base de benzophénone. Avec cette méthode, nous avons démontré un changement élevé d'indice de réfraction (jusqu'à +0.05) avec une tendance linéaire en fonction de la concentration de dopage en benzophénone. Des pertes de propagation optique d'environ 0.37dB/cm dans le visible et une grande sensibilité à la compression transverse de 0.10%/dB de perte de puissance optique ont été mesurées. Il a été démontré aussi qu'il est possible de contrôler davantage l'indice de réfraction du cœur du guide d'ondes et des régions de la gaine grâce à un choix approprié de ratio du mélange de la base du polydiméthylsiloxane et de l'agent durcissant.

Abstract : We present the fabrication and characterization of elastomeric optical waveguides, to be used for the manufacture of a conformable, water-resistant, and cost-effective pressure sensor that is amenable to the development of smart wearable health monitoring devices. To achieve this goal, high-sensitivity polydimethylsiloxane waveguides with a rectangular cross-section were fabricated. A new up-doping procedure, to tailor the refractive index of the ensuing waveguides, was experimentally developed using benzophenone additives. With this method we demonstrated a high refractive index change (up to +0.05) as a linear function of the benzophenone doping concentration. Propagation losses of about 0.37 dB/cm in the visible range and a high sensitivity to transverse compression of 0.10%/dB optical power loss were measured. It was also shown that one can further control the refractive index of the waveguide core and cladding regions through proper selection of the polydimethylsiloxane base to curing agent mixing ratio.

Keywords : pressure sensor ; waveguide ; polydimethylsiloxane ; benzophenone ; refractive index

2.1 Introduction

In recent years there has been great interest in developing pressure sensors for biomedical applications, such as continuous health monitoring, preventive medicine, and athletic monitoring (Butt, Kazanskiy & Khonina (2022a); Farooq, Iqbal, Vazquez, Farid, Thampi, Wijns & Shahzad (2020); Fong, Chan, Hong, Yung, Fung & Chan (2008); Li *et al.* (2020a); Meng, Xiao, Wei, Chen, Nashalian, Shen, Xiao & Chen (2022); Rum, Sten, Vendrame, Belluscio, Camomilla, Vannozzi, Truppa, Notarantonio, Sciarra, Lazich, Mannini & Bergamini (2021); Shen (2021); Zhang, Zhang, Li & Wang (2022)). Nowadays, many solutions are based on electronic sensors that are incorporated into mattresses, clothing, shoes, and helmets, for example (Chen & Yan (2020); Chenu *et al.* (2013); Chhetry, Yoon & Park (2017); Choi, Hwang, Yoon, Seo, Lee, Yeom, Ryu, Yang, Kim, Sul & Lee (2019); Hayn, Falgenhauer, Morak, Wipfler, Willner, Liebhart & Schreier (2015b); Homayounfar & Andrew (2020); Owings, Apelqvist, Stenström, Becker, Bus, Kalpen, Ulbrecht & Cavanagh (2009)). However, many such electronics sensors rely on specialized components and materials, which makes them expensive and less accessible to the public. Another obstacle is that these sensors are somewhat fragile, which limits their

ability to withstand regular washing cycles and clinical use. In addition, it remains a challenge to fabricate biomedical sensors that can be stretched and are flexible enough so as to conform to the human body.

Alternately, optical detection technologies have been explored. Sensors based on silica glass optical fibers or with plastic optical fibers that can monitor pressure and shear changes have emerged (Arute, Syed & Khandelwal (2021); Correia, James, Lee, Morgan & Korposh (2018); Mishra, Mac-Thiong, Wagnac, Petit & Ung (2021b); Roriz *et al.* (2013); Wang *et al.* (2005); Zhang & Yang (2014)). Starting in the 1980s, elastomer waveguides have been used for optical sensing applications, such as strain sensing, position sensing, tactile sensing, acoustic, and gas sensing (Begej (1988); Kookootsedes, Reese, Gutek & Pretzer (1987); Lagakos, Schnaus, Cole, Jarzynski & Bucaro (1982); Lieberman, Blyler & Cohen (1990); Shibata, Nishimura, Niwa, Osawa & Uemiya (1988)); albeit with limited commercial success. Owing to new manufacturing techniques developed in the 1990s, such as soft lithography (Schueller, Zhao, Whitesides, Smith & Prentiss (1999)) and the greater availability of high-quality elastomer compounds, the use of elastomeric waveguides in the development of innovative optical biomedical sensors has experienced a resurgence of interest (Babar & Youngjin (2021); Bai *et al.* (2020); Guo *et al.* (2017); Harnett *et al.* (2017); Ramuz, Tee, Tok & Bao (2012); Sandt *et al.* (2018); Surapaneni, Park, Suster, Young & Mastrangelo (2011); To, Hellebrekers & Park (2015); Toyama, Tanaka, Shirogane, Nakamura, Umino, Uehara, Okamoto & Igarashi (2017); Wang *et al.* (2005); Zhao *et al.* (2016)).

Optical waveguide sensors manufactured using stretchable polymers offer notable advantages. Optical waveguides can reliably transmit light in the visible-near-infrared spectrum over several meters, with low attenuation (<1 dB/m). Optical sensors based on such waveguides are largely immune to electromagnetic noise and interference from other devices, are amenable to multiplexing configurations, and can be coiled or bent to conform to a desired shape. Moreover, polymers are generally cheap and can be formed into waveguides in different ways : extrusion, casting, drawing, and 3D printing. It is also possible to devise soft and stretchable polymeric waveguides that are suitable for dynamic biomechanical applications, such

as those required in smart wearable biomedical sensors and in athletic monitoring. Polymeric materials offer an innumerable diversity of chemical compositions, and thermo-mechanical and optical properties. Polydimethylsiloxane (PDMS), in particular, can sustain very large and reversible elastic deformations, while offering good optical transparency, to produce flexible and stretchable optical waveguides (Guo *et al.* (2017); Miranda, Souza, Sousa, Ribeiro, Castanheira, Lima & Minas (2022); Missinne, Kalathimekkad, Hoe, Bosman, Vanfleteren & Steenberge (2014); Panusa, Pu, Wang, Moser & Psaltis (2020); Prajzler, Neruda & Nekvindová (2018); Ryabchun *et al.* (2016a); Zhao *et al.* (2016)). Moreover, PDMS is hydrophobic and commonly used in medical-grade devices and instruments, because it is a very chemically, physically, and thermally stable, as well as biocompatible, material and one that is suitable for biomedical applications (Miranda *et al.* (2022); Missinne *et al.* (2014); Panusa *et al.* (2020); Prajzler *et al.* (2018)).

In order to create PDMS optical waveguides, it is necessary to have a refractive index contrast between the core (where light is confined and guided) and the surrounding cladding region. One approach is to make elastomeric materials photosensitive by modifying their refractive index through the incorporation of a photosensitive dopant in their polymer matrix, such as benzophenone (BPh) and its derivatives (Ryabchun *et al.* (2016a)). The latter approach often requires the use of harsh solvents (e.g., chloroform), in order to ensure the uniform distribution of dopants within the polymer matrix.

In this paper, we report a new experimental up-doping procedure for the fabrication of flexible, stretchable, water-resistant, and high sensitivity waveguides that are promising for biomedical pressure sensing applications. We note that a precision on the order of a few mmHg is targeted, to perform continuous personal biomedical pressure monitoring applications (Roriz *et al.* (2013)). We used BPh (up to 2.5% by weight) for doping PDMS, without using any solvent during its processing. The control of the BPh concentration allowed tailoring the refractive index of the ensuing PDMS mixture, and therefore to precisely design optical PDMS waveguides with a core/clad structure. Our study demonstrates a very high refractive index change that is on the order of 10 times larger than the previously published results obtained with a harsh solvent

(Ryabchun *et al.* (2016a)). We also demonstrate the ability to control the mechanical stiffness of the waveguide's samples via the mixing ratio of PDMS to curing agent. Subsequently, flexible core/cladding waveguides with rectangular cross-section were fabricated through a casting and molding method. The fabrication process is simple, solvent-free, cost-effective, and results in highly flexible and stretchable optical waveguides. The transverse compression tests show very sensitive optical waveguides sensors below the capillary pressure estimated at 32 mmHg (Correia *et al.* (2018); Roriz *et al.* (2013)), which indicates the potential to develop practical optical pressure sensors tailored to biomedical applications.

2.2 Materials and Methods

2.2.1 Refractive Index Measurement

Our samples were made with polydimethylsiloxane (PDMS Sylgard 184, Dow Corning) and a new up-doping approach that incorporated up to 2.5% by weight of BPh (Sigma-Aldrich, MA, USA) into the PDMS samples. Above 2.5% doping we observed undesirable BPh crystallization clusters inside the PDMS samples. For the different concentrations of BPh incorporated into the PDMS (with base to curing agent mix ratios of 10 :1 and 20 :1), we measured the refractive indices of pure PDMS and PDMS-benzophenone (PDMS-BPh) samples using a custom optical refractometry setup (Kasap (2013); Nemoto (1992); Sengupta & Ung (2019)). The principle consists in determining the transverse displacement (Δ) of a laser beam passing through a quartz cuvette filled with a given PDMS-BPh sample. The PDMS-BPh's refractive index (n) was then related to the measured beam displacement (Δ) with the formula :

$$n = n_{air} \sin \theta \sqrt{1 + \left[\frac{\cos \theta}{\sin \theta - \frac{\Delta}{d}} \right]^2} \quad (2.1)$$

where θ is the angle of incidence of the He-Ne laser beam (632.8 nm wavelength), $n_{air} = 1$ is the refractive index of the external environment (air), $d = 1$ cm is the internal dimension of the quartz cuvette. For the measurements of the refractive indices, first we calibrate the angle of

incidence (θ) of the cuvette relative to the incident laser beam in order to precisely set the zero reference angle (Sengupta & Ung (2019)). Then the empty cuvette placed in the cuvette holder is rotated to a $\theta = 10^\circ$ angle and the beam is blocked completely with the blade of the Vernier. While gradually moving the blade until the beam is completely unblocked, we record the optical power as a function of blade distance. Without changing the position of θ , the cuvette is removed and filled halfway with the prepared liquid PDMS-BPh sample and placed in a vacuum chamber for one hour to eliminate all microscopic air bubbles. After degassing, the cuvette is replaced in the cuvette holder, while taking care not to change the angular position θ . By repeating the same procedure, we obtain the value of the transverse beam displacement (Δ) with respect to an empty cuvette (in Equation (1)), which gives the refractive index of (doped) PDMS. The following linear fitting model between the refractive index variation (Δn) and the BPh doping concentration is proposed :

$$\Delta n = a \frac{C_{BPh}}{\sqrt[4]{R}} \quad (2.2)$$

where ($a = 0.0263$) is a best-fit coefficient, C_{BPh} is the BPh fractional weight concentration in wt.%, and R denotes the mixing ratio of the PDMS sample. As an example, for a 20 :1 mix ratio (of PDMS base to curing agent) we have $R=20$ in this model.

For each mixture of different ratios, measurements were made on two samples. A series of three separate measurements were performed (by resetting the incidence angle (θ) to zero every time) for each mixture, in order to evaluate the repeatability. The results indicated that the measured refractive index values have an accuracy of around ± 0.002 , defined by the standard deviation based on three separate measurements. For the pure PDMS, we measured an average refractive index value of $n_0 = 1.414$ for the ratio 10 :1 and $n_0 = 1.408$ for the ratio 20 :1. Regarding the doped PDMS-BPh samples, the result demonstrated a linear trend in the refractive index variation, as a function of BPh dopant concentration for both mixing ratios (Figure 2.1).

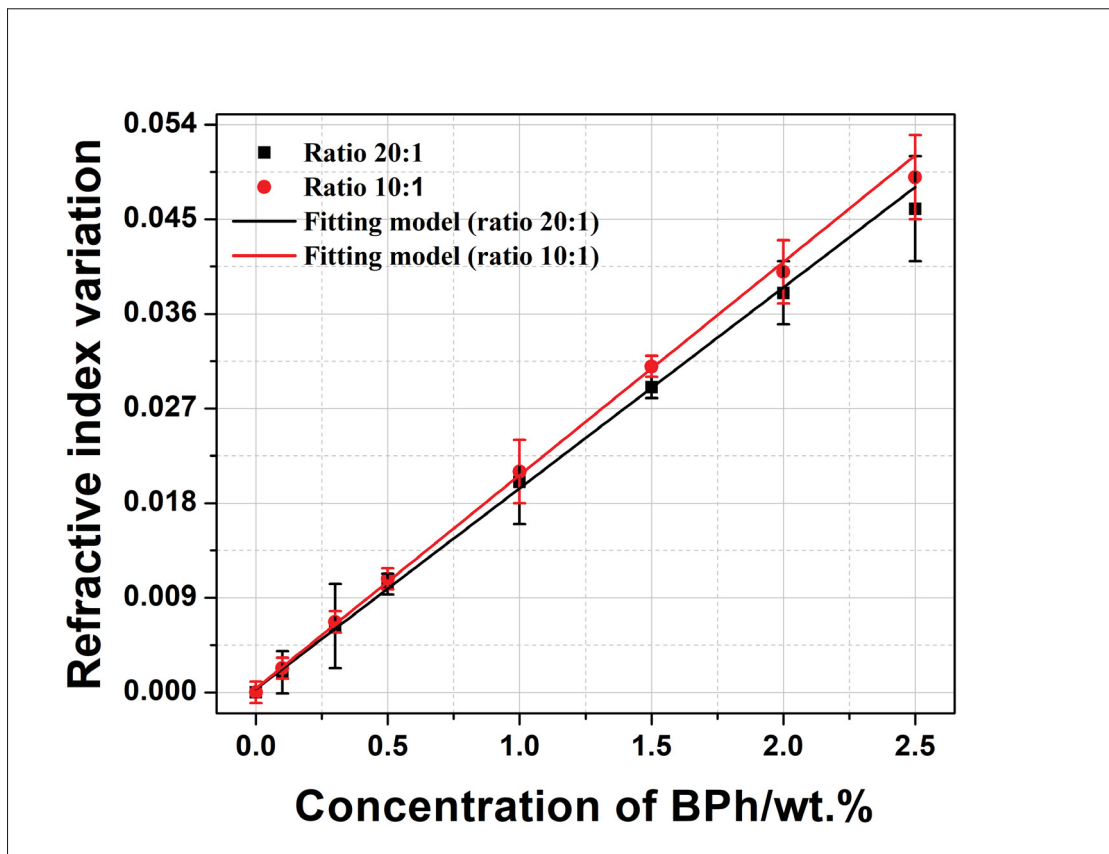


FIGURE 2.1 Variation of the refractive index of PDMS-BPh as a function of the concentration of BPh in wt.%. Solid lines represent the fitting model of Equation (2.2)

Using this solvent-free approach to PDMS fabrication, we observed a very high refractive index change that was approximately ten-times greater than for PDMS samples manufactured with a solvent (Ryabchun *et al.* (2016a)) whatever the concentration of the dopant. The high refractive index change observed without the use of solvent (in this case the benzophenone dopant is less diluted so that the molecules have a large size) comes probably from the significant losses by diffusion caused by the big size of the benzophenone molecules present in the matrix of PDMS. In many prior demonstrations, the dissolution of the dopant in the PDMS base was performed using toxic solvents such as xylene or chloroform (Ryabchun *et al.* (2016a), Bute, Shinde, Bodas, Fouad, Adhi & Gosavi (2015), Kant, Shinde, Bodas, Patil, Sathe, Adhi & Gosavi (2014)). In this work, instead of using solvents to facilitate the complete dissolution of the BPh dopant, we slightly heated the mixture (base and BPh) at 40°C under a gentle magnetic stirrer, before

adding the curing agent. For the remaining discussion, all PDMS samples and waveguides were fabricated using a 20 :1 weight ratio of base PDMS to curing agent, so as to obtain a material that offers a good balance between waveguide flexibility and material rigidity.

2.2.2 Waveguide Fabrication

In order to have a low index contrast between the core and the cladding, and a low optical attenuation, we chose in this work a dopant concentration of 0.1% by weight for the fabrication of the waveguides. We developed millimeter-sized PDMS waveguides with rectangular cross-section. The core of the PDMS waveguide is doped with BPh ($n_{core} = 1.410$ for 0.1% by weight of BPh incorporated to PDMS), while the cladding ($n_{clad} = 1.408$) is pure PDMS. The waveguides were fabricated through the casting and molding method. First, the core of the waveguide was fabricated by dissolving the BPh agent in the PDMS base and then adding the curing agent. After degassing, the mixture was cast in a metal mold and left to cure at 35°C for six hours. Subsequently, the waveguide's core is demolded and then covered with a pure PDMS cladding on all sides (Figure 2.2). A layer of 0.5 mm thick pure PDMS was first cast, in order to serve as the bottom cladding layer. The manufactured core was then placed inside a mold, so that a void 0.5 mm thick remained on the left and right sides, which were subsequently filled with pure PDMS. After degassing and leaving to cure again at 35°C for six hours, we finally obtained the core/cladding waveguide. The dimensions of the waveguides were chosen so as to approach the manufacturing limits of the casting and molding setup. The rectangular metal mold used has a fixed side dimension of 2 mm, while the other side can vary between 2 mm and 5 mm. We arbitrarily chose to set it at 3 mm, in order to test the mold configuration.

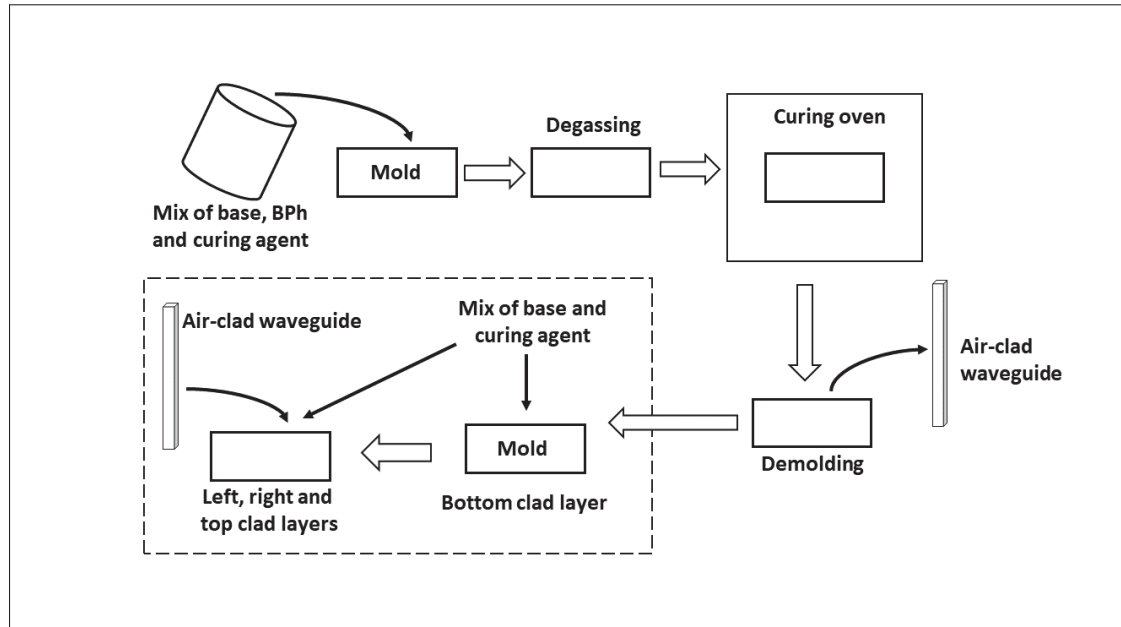


FIGURE 2.2 Waveguides manufacturing steps

We report below the spectral response of the waveguide of 20 cm length with a rectangular cross-section ($2 \times 3 \text{ mm}^2$) without any cladding (i.e., “air-clad”), and the core/cladding waveguide with a rectangular cross-section ($3 \times 4 \text{ mm}^2$). This measurement was performed with a non-polarized white light source (Ocean Optics HL-2000-HP Tungsten Halogen Light Source) as the input optical source. We then measured the optical transmission spectrum of the waveguide with a high-resolution spectrometer (Ocean Optics, UV-VIS-NIR, model HR4000CG). The input and output spectra were recorded separately. The ensuing normalized transmission spectrum showed that in the red range (between 650 nm and 700 nm wavelength), more than 90% of the light is transmitted (Figure 2.3) through the waveguides.

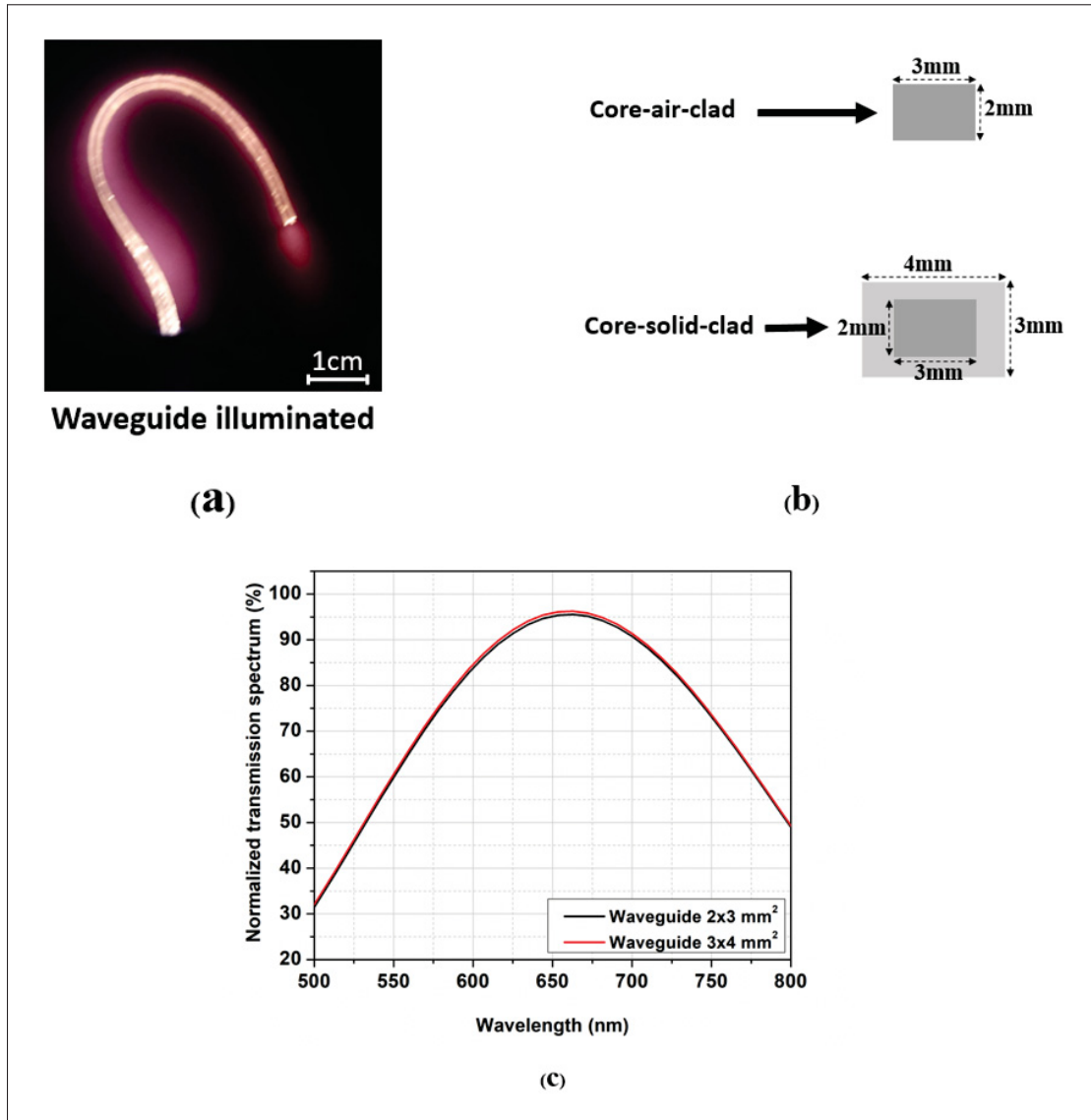


FIGURE 2.3 (a) Photo of a waveguide illuminated with white light. (b) Core-air-clad and core-solid-clad waveguide transverse cross-section. (c) Normalized transmission spectrum of the PDMS-BPh waveguides (0.1% BPh/wt.) of 20 cm length

2.3 Characterization of Waveguides

To characterize the sensitivity of the PDMS waveguides (cross-section $2 \times 3 \text{ mm}^2$ air-clad, and cross-section $3 \times 4 \text{ mm}^2$ core/cladding) to mechanical strain, we measured the transmitted optical power under different deformation modes, such as compression, elongation, and bending. For the transverse compression, longitudinal elongation and bending tests, a non-polarized white

light was used as the input source, and a silicon photodiode (Thorlabs Inc., Newton, NJ, USA, model S130C) was used to measure the total optical power at the output of the waveguide. The dimensionless mechanical strain owing to longitudinal elongation (or transverse compression) of the waveguide is defined as :

$$\varepsilon = \frac{|L' - L_0|}{L_0} \quad (2.3)$$

where L_0 is the waveguide's initial length along z (or the initial thickness along x or y), while L' is the length after deformation (owing to elongation along z or transverse compression in the x or y -direction). We performed the characterization tests on the two different waveguides manufactured : the air-clad PDMS waveguide ($2 \times 3 \text{ mm}^2$ rectangular cross-section) and the core-solid-clad PDMS waveguide ($3 \times 4 \text{ mm}^2$ rectangular cross-section). For all optical transmission measurements, the error bars shown in the figures are related to the measurement accuracy of the silicon photodiode ($\pm 4\%$).

2.3.1 Transverse Compression

For this test, the waveguide was placed on a rigid flat support, and the white light was coupled to the waveguide in the z -direction. With the help of an impactor with a rectangular cross-section ($4.5 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$), the waveguide is perturbed on the top center of its cross-section, with the impactor fixed at the end of a digital force gauge (Figure 2.4).

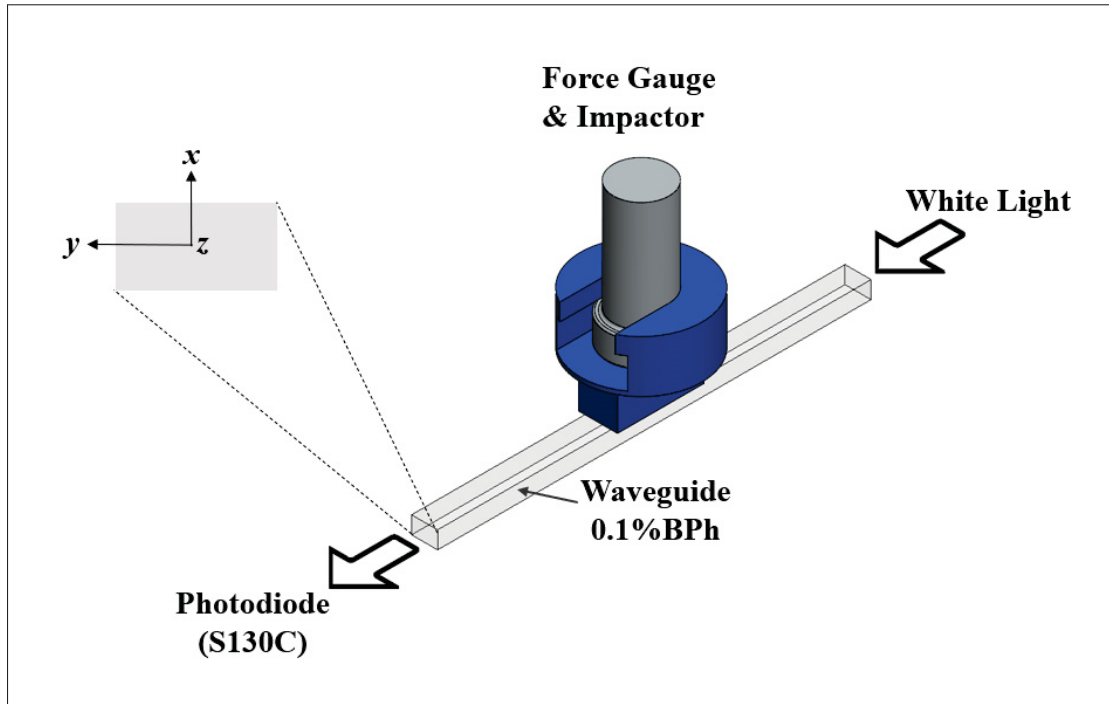


FIGURE 2.4 Scheme of the transverse compression test

The results indicated that there are more compression losses (i.e., transmission drop) along the thinner x -direction (Figure 2.5(a, c)). High sensitivity values to transverse compression, of 0.10%/dB and 0.06%/dB optical losses, were observed along the x and y directions, respectively, for the air-clad waveguide (Figure 2.5b). With the core/cladding waveguide, the sensitivity values to transverse compression of 0.06%/dB and 0.03%/dB optical losses were measured along the x and y directions, respectively (Figure 2.5d). The latter results indicate that the cladding layer of pure PDMS acted to mitigate the optical losses of the waveguide and, therefore, somewhat reduce its sensitivity to transverse compression compared to its air-clad counterpart. In all tested waveguides the observed high sensitivity allowed to measuring the pressure values that are relevant to biomedical pressure sensing (0 to 400 mmHg), as shown in Figure 2.6, where the blood capillary pressure (32 mmHg) is indicated for reference. We note that, throughout the multiple tests performed on the PDMS-BPh waveguide samples, we observed good repeatability of our optical measurements, while the physical integrity of the samples was maintained. Indeed, for each waveguide fabricated (i.e., core-air-clad and core-solid-clad) a series of 10 repetitive

transverse compression tests were performed to evaluate the repeatability of the waveguides sensitivity along x direction. The compression tests yielded an average sensitivity of 0.11 ± 0.02 %/dB and 0.05 ± 0.01 %/dB respectively for the core-air-clad and core-solid-clad waveguides. These latter results translate into $\pm 2\%$ and $\pm 1\%$ deviation in the sensitivity along x direction, respectively for the core-air-clad and core-solid-clad waveguides. Similar results are expected along the y direction. The results are also reproducible for another waveguides (core-air-clad and core-solid-clad) prepared in the same manner.

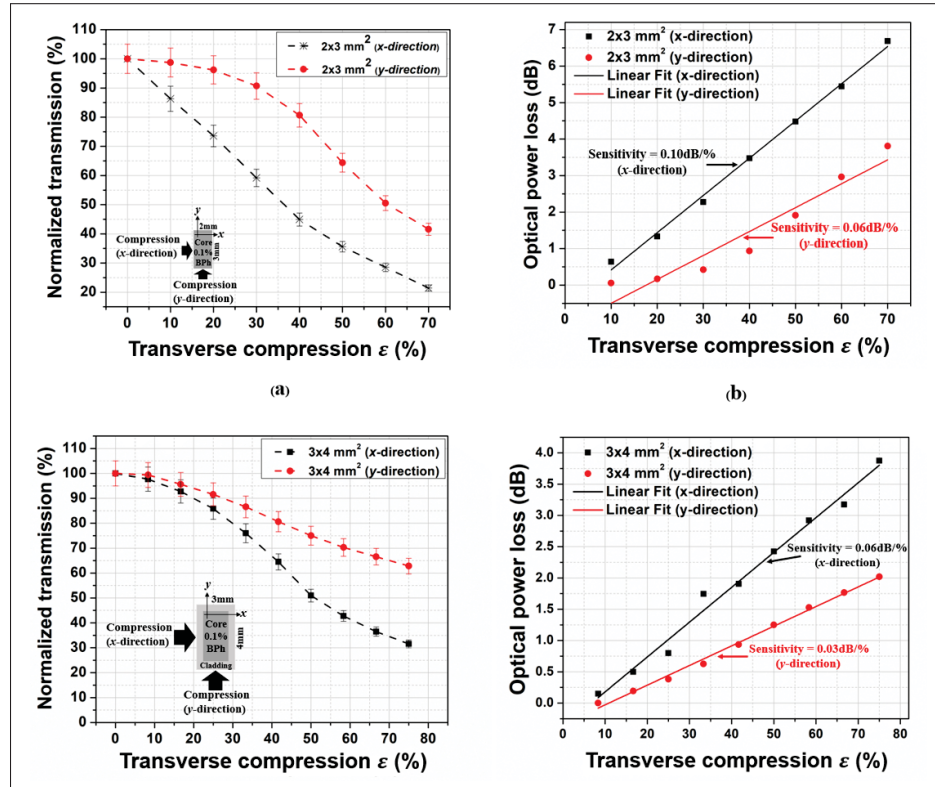


FIGURE 2.5 Waveguides (0.1% BPh/wt.) sensitivity measurement : normalized transmission as a function of transverse compression and the relationship between the optical power loss as a function of the transverse compression, (a, b) : $2 \times 3 \text{ mm}^2$, core/air-clad ; (c, d) : $3 \times 4 \text{ mm}^2$, core/cladding

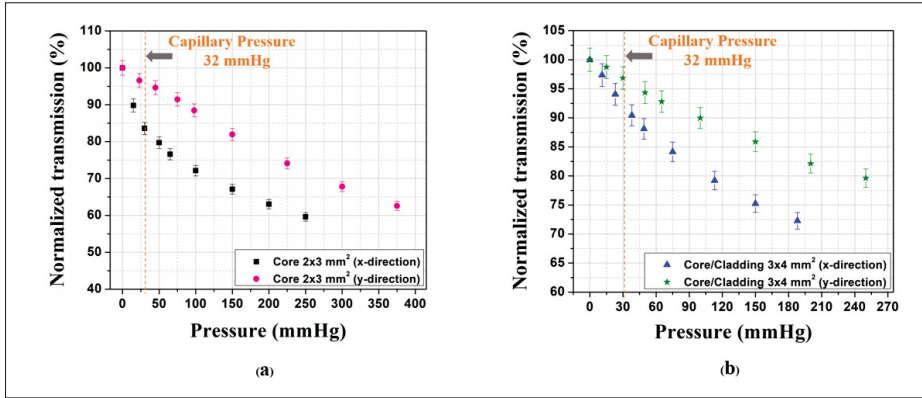


FIGURE 2.6 Waveguides (0.1% BPh/wt.) : normalized transmission as a function of pressure applied, (a) : 2 x 3 mm², core/air-clad; (b) : 3 x 4 mm², core/cladding

2.3.2 Longitudinal Elongation

To characterize the waveguide's response to longitudinal elongation, the waveguide was first fixed using clamps at its initial rest position and the transmission output measured (Figure 2.7a). The waveguide was then stretched in increments of 2.5 cm (and the corresponding optical transmission measured) until the breaking point was reached, as indicated by red arrows in (Figure 2.7b). The results indicated that the air-clad waveguide was stretchable up to 150% elongation, and the one with solid PDMS cladding was stretchable up to 160% (Figure 2.7b). This test was performed with the same sample (i.e. either the air-clad waveguide or the solid-clad PDMS waveguide) for only one cycle per elongation point. We believe that performing a durability test with 1000 cycles or more would also be interesting, but defer this type of measurement to a future article that will discuss the integration of such PDMS waveguides into a fully packaged sensor solution. We note that the prior reported tests on similar PDMS samples indicated that an elongation of up to 200% could be achieved without permanent damage to samples for shorter time durations (approximately 50 s) Zhao *et al.* (2016). When the waveguide is stretched, we note that there is a decrease in the optical transmission output (Figure 2.7b). This is explained by an increase in the optical attenuation caused by an increase in the length of the optical path traveled by the light Zhao *et al.* (2016).

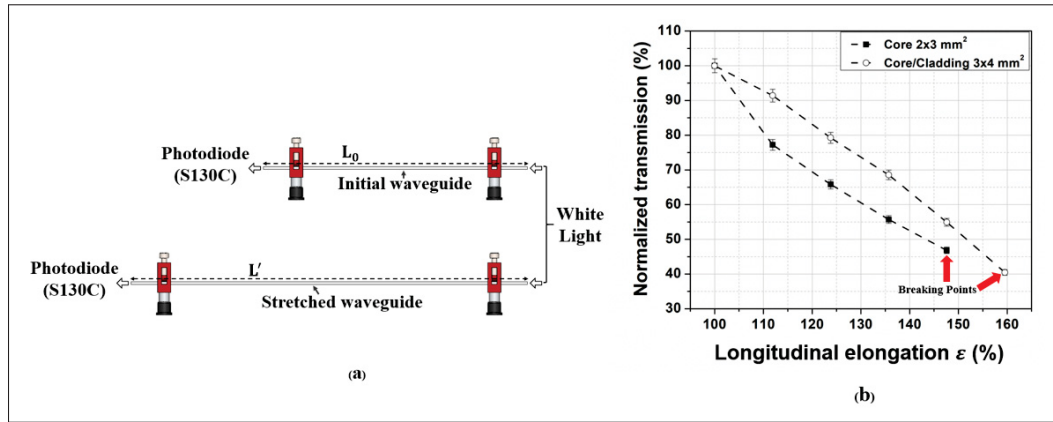


FIGURE 2.7 (a) Longitudinal elongation process. (b) Normalized transmission as a function of longitudinal elongation

2.3.3 Bending and Propagation Loss Measurements

The bending loss (γ_B) in dB/turn units was assessed by using a 3D printed cylindrical pyramid of varying diameters (7 mm, 10 mm, 15 mm, and 20 mm) disposed in stages. The waveguide under test was subsequently coiled around one of the diameters of the pyramid, with as many turns as possible (Figure 2.8), while making sure to not exert a longitudinal elongation (i.e. stretching) during these tests.

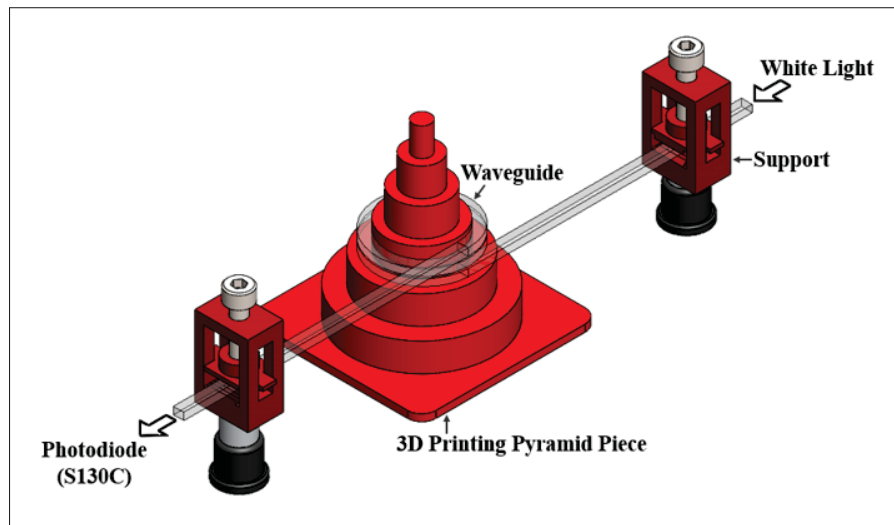


FIGURE 2.8 Bending loss measurement setup

The waveguide bending loss in dB/turn is evaluated through the following formula :

$$\gamma_B = \frac{10}{N} \log_{10} \left(\frac{P_{in}}{P_{out}} \right) \quad (2.4)$$

where N is the number of turns, and P_{in} and P_{out} denote the input and output optical power, respectively. Since our PDMS waveguides are very flexible, they can sustain very tight bending radii that enable to conform to arbitrary surface body shapes. Both tested waveguides (Figure 2.9a) demonstrated relatively small bending losses (<1.2 dB/turn), with the solid core/cladding waveguide exhibiting slightly higher bending loss values, owing to its weaker optical mode confinement, due to a lower core-clad refractive index contrast.

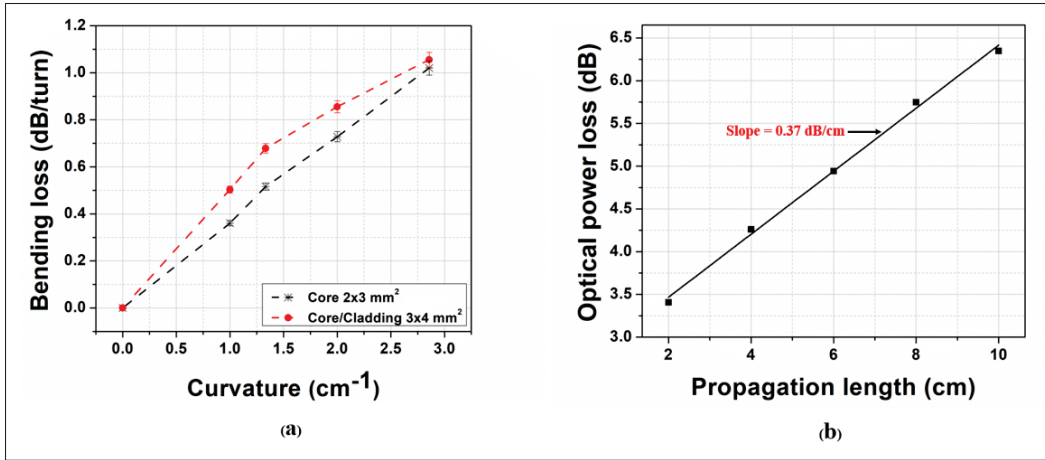


FIGURE 2.9 (a) Bending loss in dB/turn as a function of the radius of curvature. (b) : PDMS-BPh waveguides (0.1%BPh/wt., core : 2 x 3 mm²) propagation loss measurement with the cutback method

The propagation loss of the air-clad PDMS waveguide was evaluated via the cutback technique, whereas the output transmitted optical power was measured through gradually decreasing lengths of the same waveguide (after cutting one end using a sharp razor blade). This measurement was repeated at an interval of 2 cm cut lengths of the waveguide (Figure 2.9b). The slope of the linear regression indicated a loss of 0.37 dB/cm inside this flexible PDMS waveguide, which

is in close agreement with similar waveguides reported previously Prajzler *et al.* (2018). We expect a comparable result for the solid core-clad PDMS waveguide.

2.3.4 Waveguide Thermal Stability

We performed an experimental test to evaluate the PDMS waveguide's optical response to changes in temperatures. In this test, the air-clad PDMS waveguide sample was subjected at 21°C and 38°C and a fixed pressure of 150 mmHg, for 5 repetitions each. The test results below (Figure 2.10) show that the average normalized optical transmission for 21°C and 38°C were, respectively, $(85.9 \pm 0.9)\%$ and $(85.4 \pm 2)\%$. Hence, we measured a very low difference (0.5%) in the average transmission between the two temperatures, which is below the measurement error. Moreover, we believe that since our sensor uses normalized optical transmission (with respect to the unperturbed case) this approach allows us to essentially remove any temperature dependence. We believe that, similarly to the temperature response study above, the PDMS waveguide sensor would show a negligible optical dependence on changes in humidity, owing to the same normalization procedure.

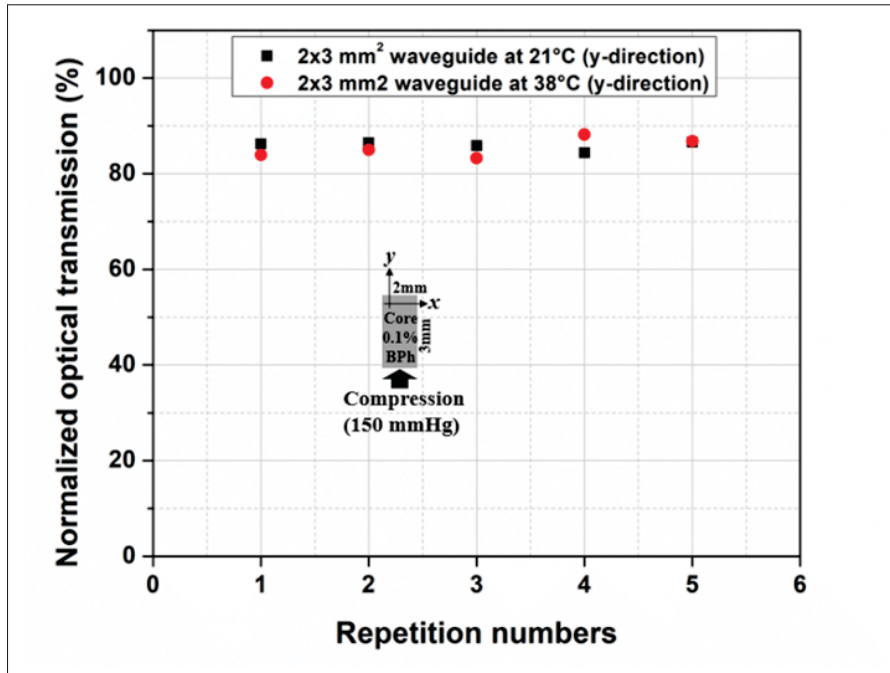


FIGURE 2.10 Normalized transmission of the air-clad PDMS waveguide ($2 \times 3 \text{ mm}^2$) under a fixed 150 mmHg load in the y-direction for 5 repetitions

2.4 Conclusion

We demonstrate the fabrication of millimeter-sized flexible and stretchable silicone PDMS optical waveguides using a solvent-free process. The waveguide core refractive index was engineered through the incorporation of benzophenone (BPh) dopant and subsequently demonstrated a high change in refractive index. We also demonstrated how to precisely control the refractive index of the core/clad waveguides through proper tuning of the PDMS (to curing agent) mixing ratio and BPh doping concentration, with a predictive model. We showed that such low-loss (0.37 dB/cm) flexible waveguides can be used for monitoring an applied pressure in a meaningful range for biomedical applications, thanks to a high sensitivity on the order of 0.06 to 0.10%/dB optical loss. These results are another step toward robust, compact, and flexible wearable pressure sensors based on stretchable polymer optical waveguides.

Author Contributions :

K.N.A., A.A.R., J.-M.L. and B.U. conceived the experiments. K.N.A., A.A.R. and D.S. conducted the experiments. K.N.A., A.A.R., A.R.-D., J.-M.M.-T., Y.P., J.-M.L. and B.U. worked on the modelling and interpretation of the results. A.R.-D., J. M.M.-T., Y.P., J.-M.L. and B.U. supervised the project as well as provided the resources. S.K.M. investigation and validation. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

CHAPITRE 3

POROUS-CLADDING POLYDIMETHYLSILOXANE OPTICAL WAVEGUIDE FOR BIOMEDICAL PRESSURE SENSING APPLICATIONS

Koffi Novignon Amouzou¹, Alberto Alonso Romero¹, Dipankar Sengupta¹, Camila Aparecida Zimmermann¹, Aashutosh Kumar¹, Normand Gravel¹, Jean-Marc Lina¹, Xavier Daxhelet², Bora Ung¹

¹ Département de Génie Électrique,
² Département des Enseignements Généraux,
École de Technologie Supérieure,
1100 Rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

Article publié dans la revue
« MDPI Sensors »
le 10 juillet 2025.
<https://www.mdpi.com/1424-8220/25/14/4311>

Résumé : Nous rapportons un nouveau concept de capteur de pression entièrement fabriqué à partir du polydiméthylsiloxane avec un cœur solide et une gaine poreuse fonctionnant par réflexion totale interne (frustrée) qui est assimilée dans ce travail à des pertes par diffusion dans la gaine poreuse. Un guide d'ondes sensible et flexible à section rectangulaire a été fabriqué par moulage. Les pertes optiques du guide d'ondes peuvent être contrôlées via la température pendant le processus de fabrication en contrôlant la quantité de microbulles incorporées (environ 2% pour les échantillons fabriqués à 70°C). En contrôlant la température de prédurcissement, les microbulles sont incorporées dans les guides d'ondes pendant le processus de fabrication par moulage, simple et moins cher. Pour ces échantillons, nous avons mesuré un bon compromis de pertes optiques de l'ordre de 1.85 dB/cm, ce qui signifie qu'il est possible de fabriquer un guide d'ondes cœur-solide/gaine avec une gaine poreuse capable de guider convenablement la lumière. Nous avons démontré le contrôle de la concentration des microbulles dans le guide d'ondes et nous avons mesuré un diamètre moyen de 239 ± 16 μm . Une sensibilité à la pression de 0.1035 dB/kPa de perte de puissance optique a été mesurée. Les résultats montrent que dans une plage de pression dynamique biomédicale (0 à 13.3 kPa), ce nouveau dispositif indique le niveau de

seuil de pression critique, ce qui constitue un atout majeur pour des applications potentielles telles que la prévention des escarres.

Abstract : We report a new concept of pressure sensor fully made from polydimethylsiloxane with a solid core and a porous cladding that operates through (frustrated) total internal reflection which is assimilated in this work to diffusion losses in the porous cladding. Flexible and sensitivity rectangular cross-section waveguide was fabricated via the casting and molding method. The waveguide's optical losses can be temperature-controlled during the fabrication process by controlling the quantity of microbubbles incorporate (2% approximately for samples made at 70°C). By controlling the precuring temperature, the microbubbles are incorporated into the waveguides during the simple and cost-effective fabrication process through the casting and molding method. For these samples, we measured a good optical losses tradeoff of the order of 1.85 dB/cm which means that it's possible to fabricate a solid-core/clad waveguide with porous cladding able to guiding light properly. We demonstrated the microbubbles concentration control in the waveguide, and we measured an average diameter of $239 \pm 16 \mu\text{m}$. A sensitivity to pressure of 0.1035 dB/kPa optical power loss was measured. The results show that in a biomedical dynamic pressure range (0 to 13.3 kPa), this new device indicate the critical pressure threshold level, which constitutes a great asset for potential applications such as pressure injuries prevention.

Keywords : Polydimethylsiloxane ; waveguide ; pressure sensor ; microbubbles ; total internal reflection ; frustrated total internal reflection

3.1 Introduction

Nowadays, the development of pressure and shear sensor platforms arouses strong interest for a variety of applications, notably for the biomedical industry (Guo *et al.* (2019a); Leal-Junior, Avellar, Biazi, Soares, Frizera & Marques (2022); Li *et al.* (2020a); Li, Yang, Wang, Xiao & Min (2024); Meng *et al.* (2022); Schwartz, Tee, Mei, Appleton, Kim, Wang & Bao (2013); Shen (2021); Wang, Kang, Dai, Li, Guo, Zeng, Tang, Wang & Wang (2025a); Wang *et al.* (2024b); Yan, Chen & Liu (2024); Zhang, Wu & Gao (2024a)). Existing pressure sensor technologies on the market can be classified in two general categories, namely electronic and optical technology. In general, pressure-mapping technologies based on flexible electronic systems (e.g., piezoresistive (Jin, Xue & He (2025); Mahato, Masiul Islam, Maurya, Kumar, Purohit & Singh (2024); Tanusha & Badhulika (2024); Van Nguyen, Song, Manshahi, Bell, Chen & Dinh (2025); Zhang, Lang, Tao, Li, Liang, Zhao, Gou, Zhao, Xiong, Zheng, Xin, Hu, Guo & Yang (2025a)), capacitive (Chen & Yan (2020); Cheng, Wu, Sha, Chang, Chu, Wang & Peng (2023); Gupta & Gupta (2025); Mathew & Chintagumpala (2025); Mishra *et al.* (2021a); Shang, Ma, Zou, Huang, Lao, Wang, Jiang, Fu, Li, Zhang, Li & Fan (2025)), piezoelectric, triboelectric (Banitaba, Khademolqorani, Jadhav, Chamanepour, Mishra, Mostafavi & Kaushik (2023); Li, Zang, Long, Sun & Zhang (2025); Xiong *et al.* (2023); Zhang, Zhang, Zhao, He, Huang, Yang & Xu (2025b); Zhang *et al.* (2022); Zhang, Wang, Zhou, Lin, Liu, Yang, Sun, Song & Wu (2025e)), electrochemical pressure sensors (Huang, Jiang, Duan, Wu, Yuan, Zhang & Tai (2024); Lu, He & Gao (2021); Mahato & Wang (2021); Zhang, Duan, Huang, Yu, Wang, Zhang, Li, Huang, Yuan, Jiang & Tai (2025c))) are reliable and accurate; however, they can be expensive (especially for 2D mapping applications) and may require frequent calibration. Moreover, all types of flexible pressure sensors are prone to damage over time and show limitations in the operating range and their sensitivity (Yu, Zhang, Jiang, Li, Li & Zhao (2025); Zhao, Miao, Xiao & Sun (2024)). Optical-based pressure devices have the potential to enhance service life and enable the optical multiplexing capabilities of several sensors while being less susceptible to electromagnetic interferences (Meng *et al.* (2022); Yu *et al.* (2025)). There is an increasing need for a variety of compact, low-power, mechanically robust, flexible, and wearable sensors that

can monitor pressure and shear stress. For biomedical, athletic and consumer applications, the development of flexible optical pressure sensors requires the use of specialized materials such as elastomeric materials with good optical properties. Recently, much progress has been made in the development of biomedical optical waveguides sensors (Ballarini & Taccheo (2023); Seo, Hong, Chung, Park, Lee, Kim, Byeon, Kim & Park (2024); Sharma, Morlec, Valet, Camenzind, Weisse, Rossi, Sorin & Boesel (2023); Wang *et al.* (2024b)).

Elastomeric materials are promising for the manufacturing of innovative pressure and shear sensors due to their acceptable thermo-mechanical and optical properties (Brunchi, Filimon, Cazacu & Ioan (2009); Lötters *et al.* (1997); Roychowdhury (2018)). These materials offer the advantage of manufacturing optical waveguides whose dimensions are of the order of a millimeter, which constitutes an asset for better coupling with LED sources. They are also very resistant to water, easily conformable to complex shapes (skin, teeth, bones, joints, etc.), have good biocompatibility and thermo-mechanical stability. Moreover, optical elastomers are amenable to the introduction of photosensitive dopants, pigments and dyes (Bai *et al.* (2020); Jamil & Choi (2021); Kim, Robb, Moore, White & Sottos (2018); Samy, Glawdel & Ren (2008)), or microstructures (Bu, Wu, Zhang, Wei, Su & Wang (2024); Jiang, Lv, Zou & Peng (2024); Lee, Sung, Kesavan & Kim (2024)) into their polymer matrix, and they are easy to process, mold and handle. In particular, polydimethylsiloxane (PDMS), which is part of the family of silicones, is a promising material for the development of flexible waveguide sensors that operate in the visible and near-infrared spectral range (Amouzou, Romero, Sengupta, Mishra, Richard-Denis, Mac-Thiong, Petit, Lina & Ung (2022)). PDMS waveguides can be highly responsive towards physical deformations (external pressure, bending, stretching) measured through the intensity variation in photons detected at the end of these.

In this paper, we present a new type of optical waveguide-based pressure sensor consisting of a rectangular cross-section PDMS waveguide that incorporates some porosity in its structure. The porosity of the waveguide is created by the precise incorporation of air microbubbles during the fabrication process. Our study demonstrates a new concept of a flexible and stretchable optical waveguide obeying the principle of guiding light by the classical total internal reflection and by

diffusion losses mechanism in the porous cladding. The transverse compression tests indicate that the proposed sensing platform is sensitive enough for biomedical applications that monitor pressure values at and above the blood capillary pressure level (i.e., 4.3 kPa (32 mmHg)), which is key to prevent local tissue hypoxia, which eventually leads to debilitating pressure injuries (Correia *et al.* (2018); Kruger *et al.* (2013); Mervis & Phillips (2019)).

3.2 Sensor Structure and Optical Sensing Mechanism

Light guiding in PDMS optical waveguides usually occurs through the phenomenon of total internal reflection (TIR) as shown in Figure 3.1a. When the refractive index of the core medium becomes very close to that of the cladding, the reflectivity of the interface is lowered so that wave guiding occurs via frustrated total internal reflection (FTIR) (Cluzel & De Fornel (2022); You *et al.* (2008)) as illustrated in Figure 3.1b. The sensor studied in this work is a flexible waveguide completely made with a single type of PDMS material. Air bubble microstructures are introduced into the polymer matrix during the manufacturing process. To characterize this new optical structure, a porous core/air clad waveguide (Figure 3.2(a)) was fabricated. This allowed to better understand how to control the incorporation of microbubbles in PDMS material and their effect on the light guiding properties. A rectangular (2 mm x 3 mm) core cross-section design was chosen for its manufacturing simplicity and also to allow to study the effect of the transverse mechanical deformation for different material thicknesses, as similarly performed in a prior work (Amouzou *et al.* (2022)). The second design (Figure 3.2(b)) consists of a solid PDMS core (2 mm x 3 mm) surrounded by a 1.5 mm thick porous cladding containing a specific concentration of air microbubbles. The cladding thickness was chosen in order to approach the lower manufacturing limit of the in-house casting and molding setup which uses CNC machined aluminum molds. Microbubbles are added as light diffusing points in the waveguide's cladding. When the waveguide is compressed, these diffusion points are eliminated such that there is a TIR that occurs from the outer cladding and air boundary, while FTIR occurs between the solid core and the porous cladding boundary (Figure 3.2(d)) owing to the imperfection related to the fabrication process which is described in the next section. While the exact proportions of

TIR and FTIR are not known, our results indicate that FTIR waveguiding dominates for the proposed porous-clad waveguide design. Indeed, we observed that the injected light remains well confined within the waveguide's core region (see side view in Figure 3.1c and output waveguide core imaging shown further in Section 4.2), even though both the core and cladding are fabricated with a single material of the same refractive index (not counting the much larger microbubbles compared to the wavelength). Furthermore, when the waveguide is slightly compressed (corresponding to ZONES 1 and 2 defined in Section 4.2), the suppression of the diffusing microbubbles enables to enhance the waveguide's transmission by allowing part of the transmitted waves in the FTIR process (represented by k_t in Figure 3.1b) to undergo TIR at the outer cladding-air boundary and to return in the undeformed core. The latter phenomenon is supported by experimental results presented in Section 4.2 where we observe an enhancement of the optical transmission at small compression values (in ZONES 1 and 2) before undergoing a decrease in transmission (in ZONE 3) that is ascribed to the onset of the core's deformation and radiative losses. For sufficiently strong core deformations, one can observe the radiated light escaping from the side of the waveguide (Figure 3.1d).

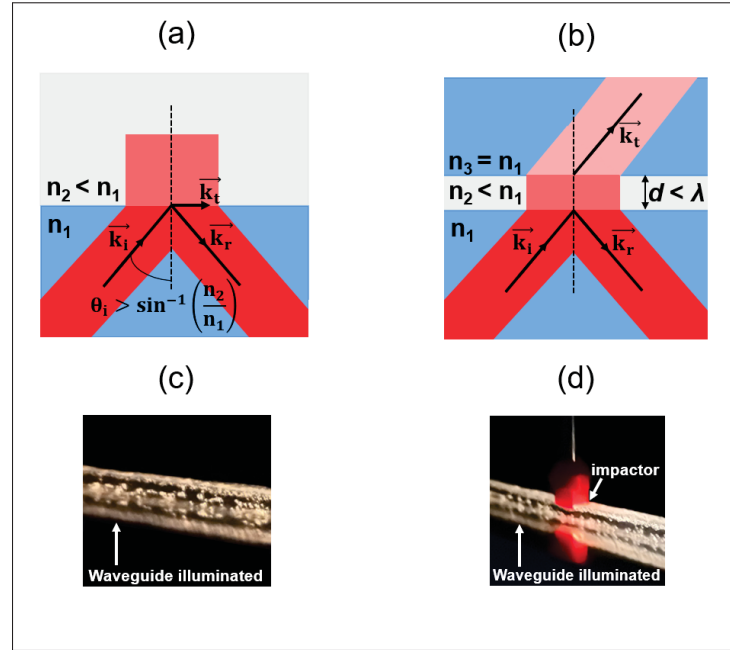


FIGURE 3.1 Illustrations of the (a) total internal reflection (TIR) between a prism and air and (b) the frustrated total internal reflection (FTIR) by bringing a second prism in the near-field of the first one ; Side views of a porous-clad waveguide illuminated by a light source at the proximal end (c) without external compression, and (d) under strong external compression (8 kPa)

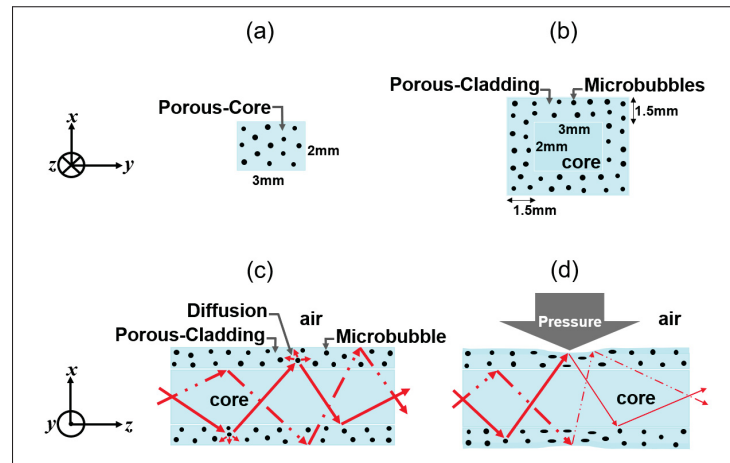


FIGURE 3.2 (a, b) Porous waveguides transverse cross-section ; longitudinal cross-section of core/porous-cladding waveguide : (c) undeformed, and (d) under compression, arrows represent propagation of light rays

3.3 Materials and Methods

3.3.1 Waveguides Fabrications : Porous-Core/Air-Clad and Solid-Core/Porous-Cladding

A solvent-free method for manufacturing PDMS porous waveguides was developed. First, a rectangular core cross-section ($2 \times 3 \text{ mm}^2$ cross-section) waveguide, 20 cm long is fabricated using PDMS Sylgard 184 at a mixing ratio of base-to-curing agent of 20 :1 (Dow Corning, Midland, MI, USA). The 20 :1 mixing ratio was used in this work to ensure adequate mechanical flexibility of the waveguide and good sensitivity of the latter to compression. Prior works indicate that similar PDMS waveguides fabricated using the same mixing ratio (i.e. 20 :1) are robust and can support up to 75% transverse deformation before irreversible structural damage (Amouzou *et al.* (2022); Guo *et al.* (2019c); Pérez-Calixto, Zamarrón-Hernández, Cruz-Ramírez, Hautefeuille, Hernández-Cordero, Velázquez & Grether (2017)). To fabricate the Porous-Core/Air-Clad waveguide, the PDMS mixture is put in the oven for precuring for two minutes before stirred again for thirty seconds and finally put back in the oven for two more minutes. This process is repeated without prior degassing until fifteen minutes of precuring time is reached. The resulting mixture was cast in a metal mold and left to cure at 35°C for six hours, after which the Porous-Core/Air-Clad waveguide was demolded (Figure 3.3). The size of the Porous-Core/Air-Clad waveguide is $2 \times 3 \text{ mm}^2$ in transverse cross-section and 20 cm in length. To obtain the Solid-Core/Porous-Cladding waveguide, we first fabricated the solid-core using PDMS Sylgard 184 (Dow Corning, Midland, MI, USA) at a mixing ratio of base-to-curing agent of 20 :1 through the casting and molding method (including a degassing step to remove all air bubbles) and then covered it on all sides with a 1.5 mm layer of porous-PDMS using the multi-step procedure illustrated in Figure 3.3. After the polymer mix (PDMS base to curing agent of 20 :1 mix ratio) is stirred and precuring at 70°C during a cycle lasting fifteen minutes, a first layer of porous-PDMS is cast at the bottom of the mold. Then, the solid core is placed on top of the bottom porous layer and the sides of the waveguide are subsequently filled with porous-PDMS to create the remaining porous layers (Figure 3.3). The system is left to cure at 35°C for six hours, after which the solid-core/porous-cladding waveguide was demolded. The

final size of the Solid-Core/Porous-Cladding waveguide is $5 \times 6 \text{ mm}^2$ in transverse cross-section and 20 cm in length.

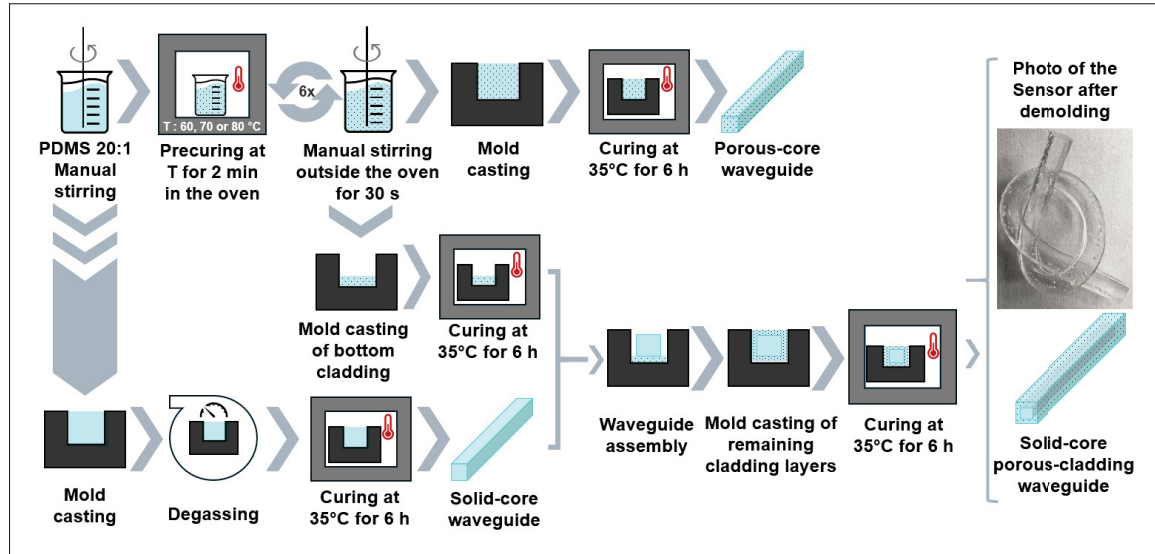


FIGURE 3.3 Porous waveguides manufacturing steps (70°C precuring) showing the photo of the waveguide after demolding and 24h of relaxation

3.3.2 Quantitative Analysis of Microbubbles

3.3.2.1 Microbubbles Effects on Waveguiding Optical Losses

The simple manufacturing procedure allows us to control the volume concentration of air microbubbles in the PDMS matrix. The degree of control depends on the precuring temperature. Three different precuring temperatures (60 °C, 70 °C and 80 °C) were tested in this study. The concentration of microbubbles present in the PDMS samples increases linearly (from 1.30 to 2.47% vol.) with the precuring temperature (from 60 to 80°C) as shown in Figure 3.4. This result is expected considering the PDMS curing kinetics, whose gel point (i.e., the time at which the-sol-to-gel transition occurs) decreases as the temperature increases, leading to a more efficient air bubble entrapment (Bardelli, Marano & Briatico Vangosa (2021)). Surface images of the waveguides obtained using a microscope (LEXT OLS4000, Olympus, Japan) and shown in Figure 3.4 indicate that the air microbubbles are of spherical shape. The analysis of the quantity

of microbubbles present on the samples surface and transverse cross-section shows an almost linear trend as a function of the precuring temperature whose R^2 are respectively 0.9887 and 0.9079 (Figure 3.4). The microbubble's concentration along the waveguide's surface is slightly greater than that in the transverse cross-section (+9%, +6%, and +14% respectively at 60 °C, 70 °C and 80 °C). Indeed, closer to the waveguide's surface, there is a higher concentration of microbubbles because they tend to naturally migrate to the surface during the curing process where they are trapped. Optical propagation losses in the porous core waveguides were measured by the cutback method (inset of Figure 3.4) and follow a similar linear (R^2 value of 0.9873) dependence with the precuring temperature, and therefore the microbubble concentration. For the porous PDMS samples made at 70°C (slightly less than 2% vol. of microbubbles), an optical propagation loss of 1.85 dB/cm was measured and found to be a suitable trade-off for subsequent tests that required small microporosity to enable sensing functionalities while remaining sufficiently transparent.

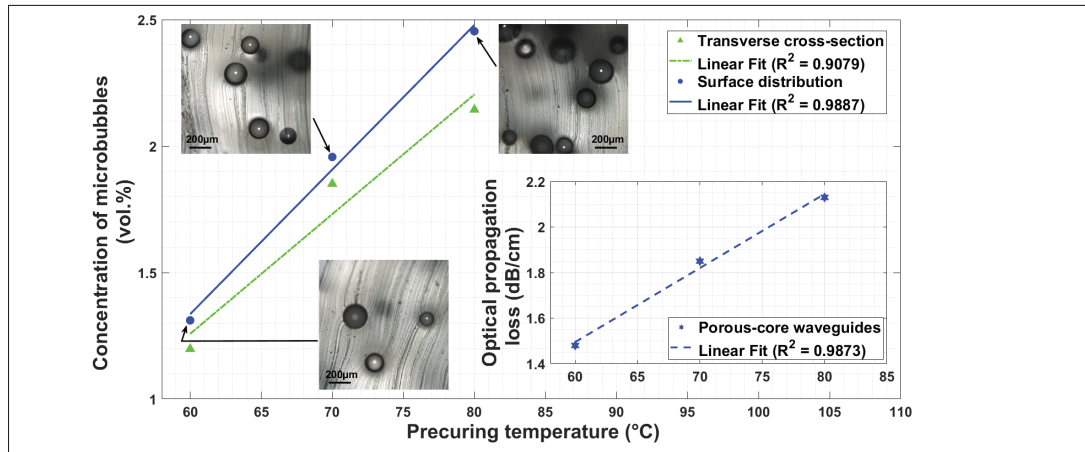


FIGURE 3.4 Optical propagation loss and microbubbles quantity in a porous core waveguide as a function of precuring temperature

3.3.2.2 Average Microbubbles Diameter Measurements

For each waveguide, transverse cross-section and surface distribution images (dimensions of $1280 \mu\text{m} \times 1280 \mu\text{m}$) were collected using the microscope (LEXT OLS4000, Olympus, Japan). Subsequently, the quantity and number of microbubbles along the waveguides surface and in

the transverse cross-section for samples made at three different precuring temperatures (60°C, 70°C and 80°C) were evaluated. The latter was done through a statistical distribution study (Figure 3.5) on the collected images by using Matlab's image processing toolbox in order to find the number of circular microbubbles contained in the image considered and their corresponding diameters. The average diameter of the microbubbles was thus calculated via a gaussian fit of the statistical distribution (Figure 3.5). For the samples made at 60°C, 70°C and 80°C, we respectively measured an average microbubble diameter of $237 \pm 15 \mu\text{m}$ (Fig. 4(a, b)), $239 \pm 16 \mu\text{m}$ (Figure 3.5(c, d)) and $238 \pm 15 \mu\text{m}$ (Figure 3.5(e, f)). We therefore demonstrated that it is possible to control the concentration of microbubbles in the PDMS samples while keeping a relatively constant size distribution and average diameter. Using the same methodology, it is also possible to design and fabricate a solid-core waveguide cladded with porous PDMS, as described in the next section.

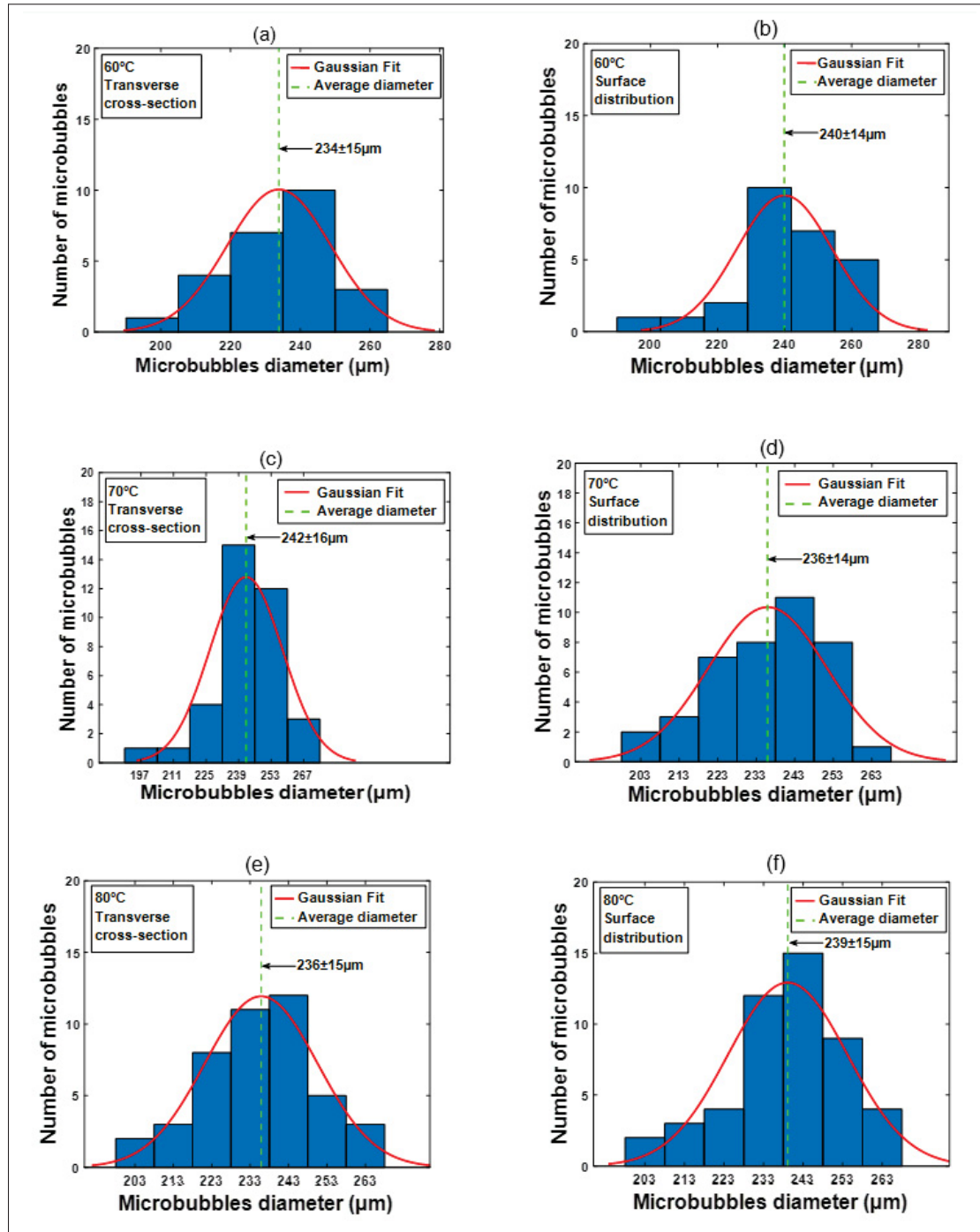


FIGURE 3.5 Porous core waveguides : Statistical distribution of the microbubbles number as a function of their average diameter at 60°C (a, b), 70°C (c, d) and 80°C (e, f) precuring temperature

3.4 Characterization of the Solid Core/Porous-Cladding waveguide

For the solid-core/porous-cladding waveguide fabrication, the 70°C precuring temperature was used, which yielded approximately 2% of microbubbles by volume of the porous-cladding. This level of microbubbles in the porous cladding was deemed acceptable to allow light to be partially transmitted in the porous-cladding and enable the FTIR wave guiding. The size of the sensor is 5 x 6 mm² transverse cross-section and 20 cm length. An optical propagation loss of 1.28 dB/cm was measured for the solid-core/porous-cladding waveguide via the cutback method. This value of attenuation is larger than a comparable solid-core PDMS waveguide (0.37 dB/cm) (Amouzou *et al.* (2022)), but can still enable optical sensing functionalities (as shown in Section 4.2). After 24 hours of relaxation, the mechanical and optical characterizations were performed on the fabricated PDMS waveguides as described in the next section.

3.4.1 Transverse Compression Experimental Setup

We performed a transverse compression test to measure the waveguide response to transverse deformation. For this test, a non-polarized white light (Ocean Optics HL-2000-HP Tungsten Halogen Light Source) was coupled to the solid-core with a collimating lens (F230SMA-A, Thorlabs Inc., Saint-Laurent, QC, Canada) at the proximal end, and a silicon photodiode (S130C, Thorlabs Inc., Saint-Laurent, QC, Canada) was used to measure the total optical power at the waveguide output (Figure 3.6). The pressure sensing measurement modality is based on the analysis of the transmitted optical power in the waveguide. The waveguide was placed on a flat aluminum surface and deformed by applying forces ranging from 0 to 1 N on the top center of its cross-section with a rectangular impactor (7 mm x 15 mm) while monitoring the transmitted optical power (Figure 3.6(a, b)). Using a similar setup (Figure 3.6c), imaging of the transmitted light from the waveguide's core was performed by means of a collimation lens at the waveguide output and a visible camera (EO-0413M, Monochrome Camera, Edmund Optics, Barrington, NJ, USA). An inline optical attenuator was also used to prevent camera image saturation.

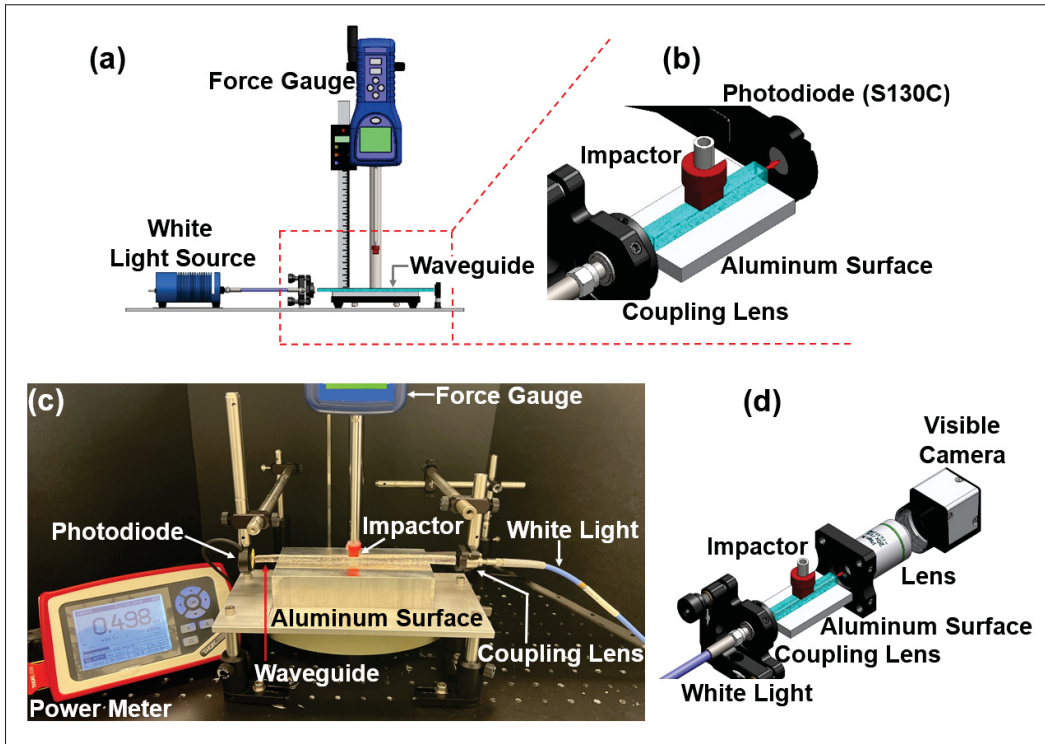


FIGURE 3.6 (a) Experimental setup used for transverse compression, (b) zoom image of the setup showing the coupling lens and the photodiode placed respectively at the beginning and end of the waveguide, (c) photo of experimental setup, (d) setup used for the recording of the waveguide's core transmitted light images

3.4.2 Results and Discussion

The compression test results indicate that larger optical losses occur for compression along the thinner x -direction compared to the y -direction of the waveguide cross-section (Figure 3.7). Furthermore, the deformation of the porous-cladding (ZONE 1 : 0% to 5.5% compression) induces the suppression of the scattering microbubbles resulting in an increase in the transmitted optical power while the transition from FTIR waveguiding to a TIR waveguiding occurs (Figure 3.7). The white light intensity increases by approximately 3% to a maximum value above the initial value for a compression level of around 5.5%. When the compression reaches 5.5%, we note the transition between the porous-cladding deformation and the beginning deformation of the shape of the core (ZONE 2 : 5.5% to 6.5% compression) which is accompanied by a decrease in the transmitted optical power up to the normalized initial value (Figure 3.7). From 6.5%

compression and onwards (ZONE 3), the solid core gradually deforms which is accompanied by a decrease in the transmitted optical power. Due to the different thicknesses at x and y directions of the waveguide's core, we have definitions of ZONES 1, 2 and 3 which are shifted. These results indicate that the device can operate as a pressure sensor in ZONE 3. However, there is ambiguity in ZONES 1 and 2 because the measured transmission value corresponds to two distinct values of applied pressures; which prevents the device from acting as a quantitative pressure sensor for the range of transverse compressions located in ZONES 1 and 2.

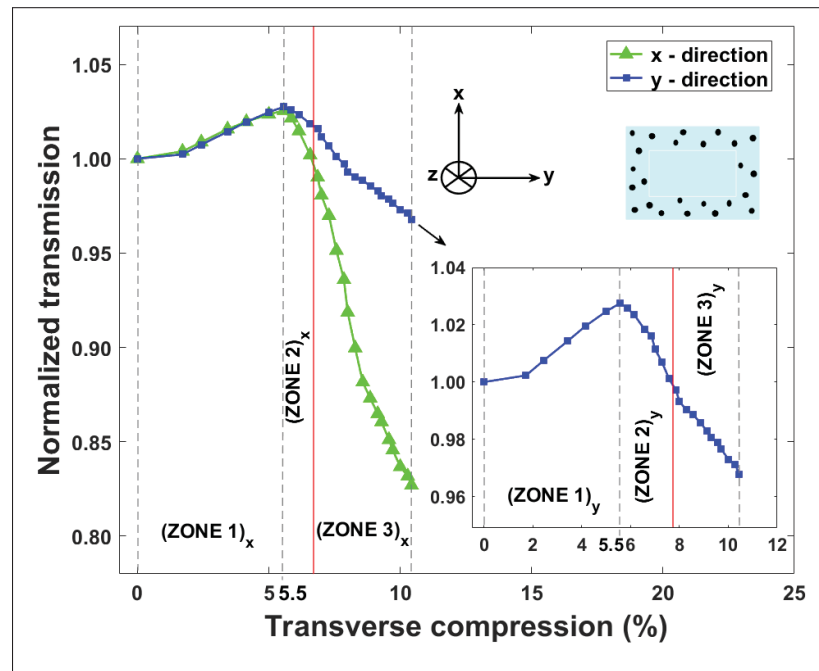


FIGURE 3.7 Normalized transmission measurement along the x and y (in inset) directions as a function of transverse compression (%), red line indicates the boundary between ZONES 2 and 3

During sample deformation in x and y directions, the top surfaces covered by the impactor are 90 mm^2 and 75 mm^2 respectively. Pressure values in kPa are thus defined by considering the applied force in N units over the overlap area of the impactor's surface with the waveguide's cross-section. All the tests were performed in a pressure sensing dynamic range of 0 to 13.3 kPa (Figure 3.8) by considering the applied force and impacted surface, which indicate that such a sensor can monitoring of the compression condition of individuals. In this work, the pressure

level required to monitor the compression status of patients at risk to develop pressure injuries is taken as the blood capillary pressure which is of the order of 4.3 kPa (32 mmHg) (Correia *et al.* (2018)). When the sensor signal is in ZONES 1 and 2 the compression level remains in the qualitative “safe zone”. However, when the optical transmission signal is in ZONE 3, it indicates that the exerted pressure is above the critical threshold level (>32 mmHg) where a person is at risk of developing pressure injuries if no pressure relief is provided in a timely manner. Furthermore, when the signal is in ZONE 3 the device operates in a quantitative manner by providing direct measurement of the applied pressure as a function of optical transmission (see Figure 3.8). Along x and y directions, the maximum transmission values correspond to pressure values of 3.2 kPa and 2.7 kPa respectively. The critical threshold pressure level in both directions x and y is respectively 4.8 kPa and 6.0 kPa, thus very close to the typical value of capillary blood pressure estimated at 4.3 kPa (32 mmHg) (Correia *et al.* (2018)), which confirms the potential of this sensor to be used for pressure monitoring in biomedical applications.

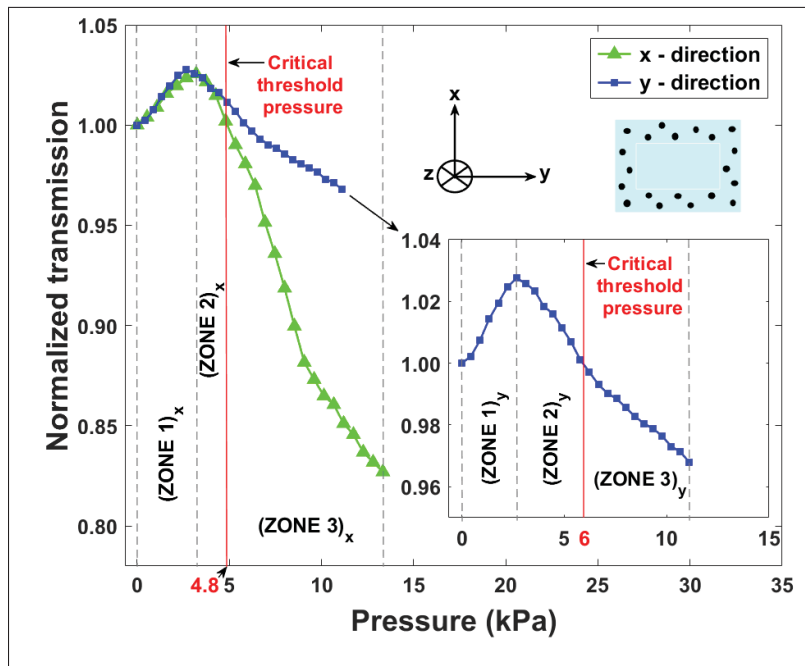


FIGURE 3.8 Normalized transmission measurement along the x and y (in inset) directions as a function of pressure applied (kPa), red line indicates the boundary between ZONES 2 and 3

As expected, with 3.2 kPa pressure applied along the x -direction, we note and observe an increase in output intensity from the waveguide core as shown in Figure 3.9. For a high-pressure value tested at 13.3 kPa, we similarly observe a decrease in the output intensity as indicated in Figure 3.2(d) which confirm the previous result measured with the photodiode. We observe similar results along y -direction.

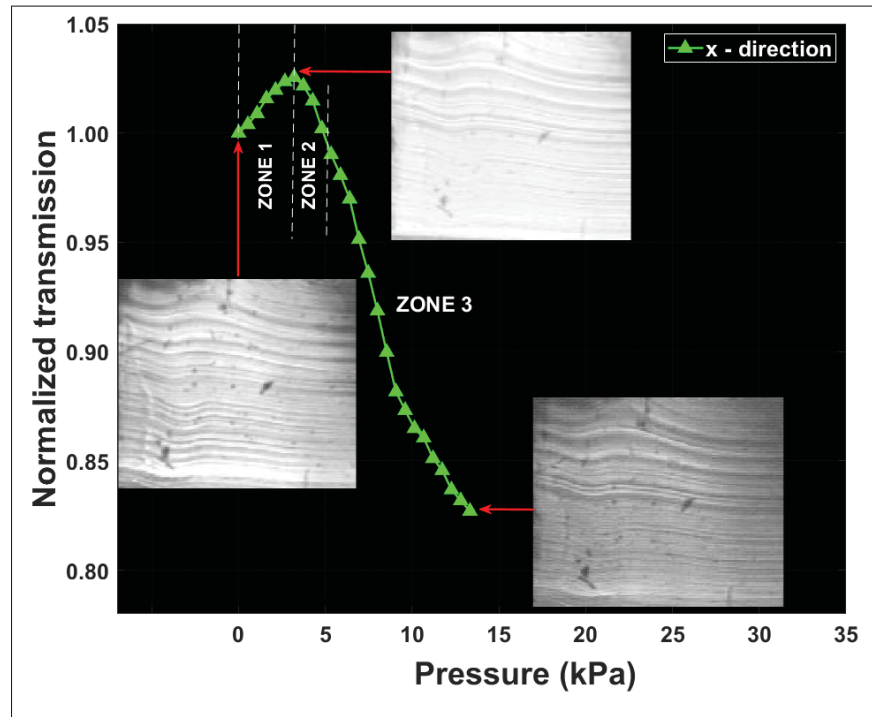


FIGURE 3.9 Output light imaging of the waveguide core versus the normalized transmission measurement along x direction as a function of pressure applied (kPa)

For optical transmission values inside ZONES 1 and 2, the device operates in qualitative mode and indicates that applied pressures are in a relatively “safe zone”. For transmission values in ZONE 3, the device operates in quantitative mode and can provide a measurement of the pressure applied. For the “quantitative mode of operation” in ZONE 3, the sensitivity of the sensor represents the slope of the linear fit of optical power loss versus pressure apply. We measured the R^2 fit of 0.9645 and 0.9958 in x and y directions respectively. Sensitivities to pressure of 0.1035 dB/kPa and 0.0251 dB/kPa optical losses were measured along the x and y direction respectively (Figure 3.10). In units of kPa^{-1} , the sensitivity of the proposed device is 0.1074 kPa^{-1} in the range

of 5.3 to 13.3 kPa, which is comparable with a sensitivity value of 0.1570 kPa^{-1} in the range of 0 to 6.0 kPa reported in (Zhang, Li, Wang, Zhang, Liu, Yuan, Yang, Li, Jin, Zhang, Liu & Bian (2025d)). As explained above, difference in sensitivity values is related to the thickness of the core along x and y directions. We note that the rectangular shape of the waveguide's cross-section was specifically selected in this work to investigate the role of the cross-section's thickness on the sensitivity of the device. The results (Figure 3.8) indicate that thinner optical waveguides (i.e. pressure along x -axis in this work) result in more sensitive pressure sensors. One can thus expect that a symmetric design (e.g., square or circular cross-section) will remove this anisotropic response and promote a uniform sensor response for any orientation of the plane of pressure application, which could be beneficial for real-world applications. The response time of the sensor is defined as the time to reach 90% of the transmitted optical power by using the finger pressing-raising method (Wang *et al.* (2025a)). In x direction, the measured response time is 97 ms, while in y direction, it is 114 ms. The recovery time of the device is defined as the time required to return to 90% of the initial transmitted optical power value (i.e., transmitted optical power value without any deformation). The corresponding measured recovery time are 130 ms and 148 ms, respectively, in the x and y directions. The measured response and recovery times of the proposed device are thus in the same range as with prior reported values for comparable porous structured pressure sensors that showed response times of 160 ms and 119 ms, as shown in (Cheng, Huang, Zhang, Sun, Ye, Nie, Liao & Shi (2025); Wang, Luo, Wen, Zhao, Chen, Chen & Zhang (2025b)), and a recovery time of 59 ms in (Wang *et al.* (2025b)).

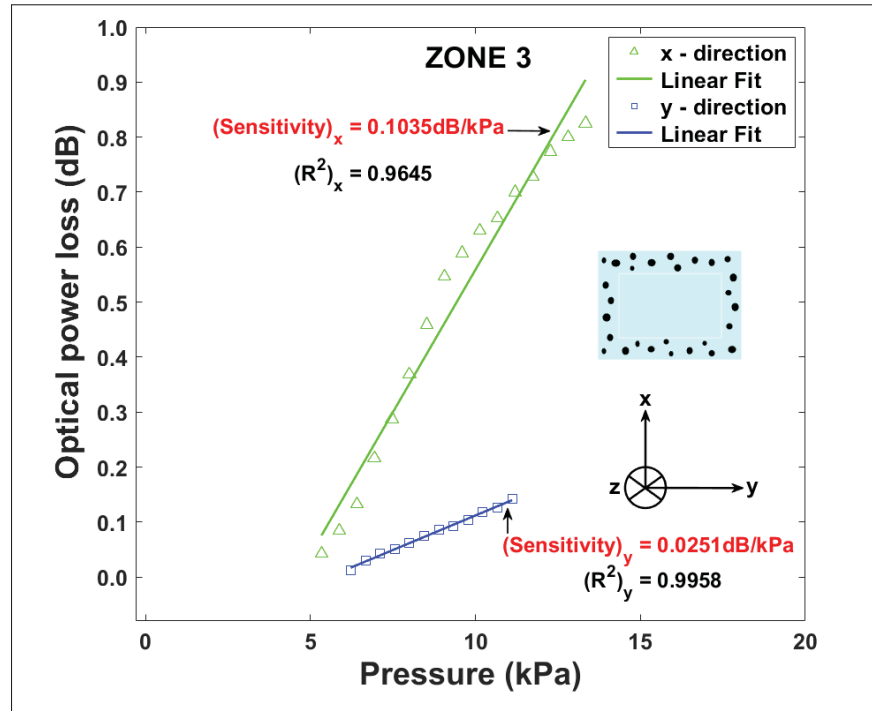


FIGURE 3.10 Sensor sensitivity measurement along the x and y directions defined as the slope of the relationship between the optical power loss and the pressure apply

A series of 12 repetitive transverse compression tests were performed to evaluate the repeatability of the sensor sensitivity sensor in the ZONE 3 along x direction. The compression tests yielded an average sensitivity of $0.1105 \pm 0.0218 \text{ dB/kPa}$. This latter result translates into $\pm 2\%$ deviation in the sensitivity in ZONE 3 along x direction, which indicate a relatively good repeatability in the device sensitivity. Similar results are expected along the y direction. The results are also reproducible for another waveguide prepared in the same manner. We note that the physical integrity of the waveguide was maintained even after hundreds of tests were performed, which reflects the robustness of the device. Previous work (Amouzou *et al.* (2022)) indicates that similar PDMS waveguide can support up to 75% (53.3 kPa) transverse compression before irreversible structural damage. We expect the waveguide to be less resistant to elongation compared to a fully PDMS solid waveguide (stretchable up to 160% as reported recently (Amouzou *et al.* (2022))) owing to the presence of the trapped bubbles that would make the sample more fragile to rupture.

3.5 Conclusion

We propose and demonstrate for the first time the fabrication of a sensitive optical pressure sensor completely made from PDMS with a solid core and a porous cladding that guides light via total internal reflection and frustrated total internal reflection waveguiding mechanism which in this work represents the diffusion of the evanescent wave in the porous cladding. We show that the optical losses induced by the incorporation of microbubbles inside the cladding can be precisely tuned via the precuring temperature control. The ensuing porous-cladding waveguide shows a sensitivity to pressure on the order of 0.1035 dB/kPa optical loss measured in a dynamic range of 0 to 13.3 kPa pressure values, which is acceptable for a biomedical use, and measured an optical propagation loss of 1.28 dB/cm. We also demonstrated the possibility to use this pressure sensor for critical pressure threshold level monitoring in biomedical towards prevention of pressure injuries. This proposed device is relevant to be used as a pressure sensing which is promising to biomedical optical sensing wearable sensor applications. In the future, it would be interesting to study the effect of waveguide dimensions on sensor sensitivity using waveguides with different core thicknesses. Potentially, the thickness of the device could be tuned to control the sensitivity of the waveguide sensor, while the porosity of the cladding can be tuned to determine the critical threshold pressure value. Also, further investigation of the role of the main fabrication parameters (i.e. curing temperature, and the mixing ratio of base-to-curing agent) would enhance control over the size and shape of microbubbles as well as their spatial distribution in the waveguide. Other methods of producing microbubbles in the waveguide and potentially control the geometry and size of the microbubbles during the process could also be explored. One alternative is to pre-manufacture the microbubbles using 3D printing technology (Patel, Sakhaei, Layani, Zhang, Ge & Magdassi (2017)) and then incorporate them into the cladding during the fabrication process. In this case, the choice of a printable polymer that is compatible with PDMS in terms of optical and chemo-mechanical bonding must be researched.

Acknowledgments

The authors would like to thank the technical personnel of ÉTS mechanical and electrical engineering departments, LACIME, STEPPE, and FabLAB-LIFE, for their assistance and support with the experiments.

Author Contributions

Conceptualization : K.N.A., A.A.R., D.S., and B.U. ; Methodology and the conducting of experiments : K.N.A., A.A.R., C.A.Z., A.K., D.S., N.G., X.D., and B.U. ; Data analysis : K.N.A., X.D., and B.U. ; Writing - original draft preparation : K.N.A. ; Writing - review and editing : C.A.Z., D.S., X.D., J-M.L., and B.U. ; Funding acquisition, resources, and supervision : B.U. ; All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

CHAPITRE 4

LOCATION-AWARE PRESSURE SENSING BASED ON A COLORED POROUS-CLADDING POLYDIMETHYLSILOXANE OPTICAL WAVEGUIDE

Koffi Novignon Amouzou¹, Alberto Alonso Romero¹, Dipankar Sengupta¹, Aashutosh Kumar¹,
Jean-Marc Lina¹, Xavier Daxhelet², Bora Ung¹

¹ Département de Génie Électrique,
² Services des Enseignements Généraux,
École de Technologie Supérieure,
1100 Rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

Article soumis pour publication dans la revue
« Sensors and Actuators A : Physical (ScienceDirect / Elsevier) »
le 07 mai 2025.

Résumé : Nous présentons la fabrication et la caractérisation d'un nouveau capteur de localisation de la pression conçu à partir du polydiméthylsiloxane (PDMS) et de colorants. Le dispositif est constitué d'un guide d'ondes doté d'un cœur solide en PDMS de taille millimétrique avec une section transversale rectangulaire, et entouré d'une gaine inférieure et sur les côtés en PDMS pur et d'une gaine supérieure en PDMS poreux (microbulles d'air à 2% vol.) dopée avec des colorants. Pour 0.02% en poids de colorant rouge ou 0.04% de colorant vert introduit dans le PDMS, nous avons observé un petit changement dans la valeur d'indice de réfraction (c'est à dire 0.06%) et une augmentation des pertes optiques de l'ordre de 3.33 dB/cm et 2.49 dB/cm respectivement. Le principe de détection de pression repose sur l'évaluation de l'intensité optique relative transmise aux longueurs d'onde de 550 nm et 700 nm, correspondant respectivement aux principales contributions des colorants vert et rouge. Une sensibilité optique à la pression externe d'environ 0.0003 dB/mmHg a été mesurée, ainsi que des valeurs de rapport signal sur bruit allant de 1 à 1.7 dB mesurées dans une plage dynamique de 2500 à 5000 mmHg de valeurs de pression appliquée. La méthode de détection décrite permet de localiser dans quelle zone (région teintée en rouge, claire ou teintée en vert) l'impacteur est appliquée le long du guide d'ondes à gaine supérieure poreuse, permettant ainsi une capacité de détection de pression avec détection de localisation. La résolution spatiale du capteur est déterminée par la plus grande

dimension des zones colorées, qui est de 7.5 cm dans ce travail. Ce travail constitue une nouvelle étape vers les capteurs de pression de localisation rentables, extensibles, robustes et flexibles, avec des applications potentielles dans la technologie des capteurs portatifs.

Abstract : We report the fabrication and characterization of a new design of a location-aware pressure sensor made with polydimethylsiloxane (PDMS) and color dyes. The device is based on an optical waveguide consisting of a millimeter-sized PDMS solid-core with a rectangular cross-section, and surrounded by a cladding on the sides and bottom of neat PDMS, and on the top by porous PDMS (2% vol. air microbubbles) doped with dyes. For 0.02 wt.% red or 0.04 wt.% green dyes introduced in the PDMS, we observed a small change in the refractive index (i.e., 0.06%) and increase in optical loss on the order of 3.33 dB/cm and 2.49 dB/cm respectively. The pressure sensing principle relies on the relative evaluation of the transmitted optical intensity at wavelengths 550 nm and 700 nm, corresponding to the main contributions of the green and red dyes, respectively. An optical sensitivity to external pressure of around 0.0003 dB/mmHg was measured, along with signal-to-noise ratio values ranging from 1 to 1.7 dB measured in a dynamic range of 2500 to 5000 mmHg of applied pressure values. The described sensing method allows to locate in which zone (red-dyed, clear, or green-dyed regions) the impactor is applied along the top porous-clad waveguide, thus enabling location awareness pressure sensing capability. The spatial resolution of the sensor is determined by the largest dimension of the color-dyed zones, which is 7.5 cm in this work. This work is another step towards cost-effective location-aware pressure sensors that are stretchable, robust and flexible with potential applications in wearable sensor technology.

Keywords : Polydimethylsiloxane ; waveguide ; pressure sensor ; location-aware ; total internal reflection ; spatial resolution

4.1 Introduction

Photonic pressure sensors based on flexible materials have received increased scrutiny in recent years towards various applications in biomedical sciences, preventive medicine and rehabilitation

(Alkhader *et al.* (2020); Amit, Chukoskie, Skalsky, Garudadri & Ng (2020); Harnett *et al.* (2017); Leber *et al.* (2019); Li, Bao, Tao, Peng & Pan (2018b); Mishra, Mohanty & Ramadoss (2022); Nascimento, Bonfati, Freitas, Mendes Junior, Siqueira & Stevan (2020); Roriz *et al.* (2013); Sandt *et al.* (2018); Wang, Liu & Zhang (2017); Zang, Zhang, Di & Zhu (2015); Zhong, Zhang, Liu, Zhou, Zhang, Wang, Yang & Wei (2021)), sports (Holleczek, Rüegg, Harms & Tröster (2010); Kaiqiang & Xingyang (2020); Raza *et al.* (2022); Yu, Jin, Wang, Yu, Zhan & Gao (2021)), robotics (Zhao *et al.* (2016)), consumer applications and for environmental sensing (Butt, Voronkov, Grakhova, Kutluyarov, Kazanskiy & Khonina (2022b)). Optical pressure detection technologies (Song, Cho, Khan, Park & Gao) can achieve high precision while being less susceptible to sensor drift compared to electronic sensor systems (Meng *et al.* (2022)). Fiber Bragg gratings (Huang, Zhou, Zhang & Wei (2013); Urban, Kadlec, Vlach & Kuchta (2010); Xu, Li, Wang, Wang & Liu (2023)), long period gratings (James & Tatam (2003); Oliveira, Sousa, Rocha, Nogueira & Bilro (2021); Patrick, Chang & Vohra (1998); Sáez-Rodríguez, Munoz, Johnson, Webb, Large & Argyros (2009); Xin, Dong, Yuan, Li, Jin & Zhang (2013)), chirped long period gratings (Li, Li, Zhang, Wu & Zhu (2022); Yan, Luo, Zhan, Wang, Xia & Zhang (2008)) are some optically sensitive structures implemented in silica optical fibers, plastic fiber and polymer waveguides through different writing techniques (point-by-point, amplitude or phase mask approach via UV exposure). Such photonic structures can be designed to map and measure strain stresses. Location-aware fiber-optic strain sensors have been demonstrated in the past by using the concept of the distributed Brillouin gain in silica glass fiber (Bao & Chen (2011)) or through multiple fiber gratings cascaded along the fiber (Zhang & Yang (2014)). However, both techniques based on tiny shifts in the wavelength of light require highly specialized and costly detection equipment and suffer from low spatial resolution (> 10 cm), thus making this technology more appropriate for structural health monitoring over large distances. Moreover, distributed fiber-optic sensors are incompatible with the large strains present in soft, flexible and stretchable devices. The chemical structure and opto-mechanical properties of polymer materials can be easily modified through the incorporation of microstructures or porosity (Amouzou, Alonso Romero, Sengupta, Zimmermann, Kumar, Gravel, Lina, Daxhelet & Ung (2025); Bu *et al.* (2024); Masihi *et al.* (2021)) in their matrix or by doping with photosensitive agents (Ryabchun

et al. (2016a)), dyes or pigments (Gürses, Açıkyıldız, Güneş & Gürses (2016); Jamil & Choi (2021)). Recently, stretchable distributed fiber-optic sensors containing patterned dye regions have been developed using elastomeric materials and these devices are able to detect locations, measure deformation magnitudes, while discriminating deformation types (Bai *et al.* (2020)). Polydimethylsiloxane (PDMS) is increasingly being researched for the manufacture of various optical sensing devices (Alonso Romero, Amouzou, Sengupta, Zimmermann, Richard-Denis, Mac-Thiong, Petit, Lina & Ung (2023); Ersen & Sahin (2017); Lei, Lee & Lee (2012); Wang, Panergo, Galvanin, Ledoux, Sangeorzan & Reinhall (2003); Wiesmayr, Höglinger, Krieger, Lindner, Baumgartner & Stadler (2019); Zimmermann *et al.* (2025); Zimmermann, Amouzou, Sengupta, Kumar, Demarquette & Ung (2024)) through different methods such as casting, extrusion, drawing and 3D printing due to their good opto-mechanical properties (Miranda *et al.* (2022); Roychowdhury (2018)). Therefore, the development of cost-effective, robust and highly sensitive optical pressure sensors based on elastomeric materials such as PDMS through simple and novel techniques is a promising approach.

In this work, we report a novel millimeter-sized location-aware optical pressure sensor fabricated from PDMS doped with colored dyes through the casting and molding method. The waveguide incorporates some air porosity in its structure that act as diffusion points (Amouzou *et al.* (2025)). The sensor's operating mechanism is based on the principle of guiding light by total internal reflection and by the diffusion losses in the colored cladding. The mechanical compression tests indicate that the new concept of detection is properly described by the theory and the colorimetric response measured by the sensor makes it possible to identify the location of the applied stress along the waveguide. The sensitivity and the spatial resolution of the sensor indicate that the proposed device is a promising new pressure monitoring platform.

4.2 Sensor Design and Location-Aware Pressure Sensing Mechanism

The proposed waveguide is fabricated from PDMS (Sylgard 184, Dow Corning Co) doped with dyes (which the concentration choice is described in the next section) using the casting and molding method. Further, air microbubbles (2%.vol.) are introduced into the PDMS matrix

during the manufacturing process, and act as light scattering points (Amouzou *et al.* (2025)). The sensor design (Figure 4.1(a, b, c, d, e)) consists of a solid PDMS core (2 mm x 3 mm transverse cross-section) surrounded by a 1.5 mm thick PDMS cladding at the bottom, left and right sides, as well as a porous PDMS cladding layer containing 2%.vol. of microbubbles on the top of the waveguide. The refractive index contrast between the core and the left, right and bottom claddings is 0.0011. On the other hand, care was taken to keep a near-zero index contrast between the core and top cladding by keeping a low concentration of incorporated dyes so as to allow the light to partially enter the upper cladding which is the main sensing area (Figure 4.1(a)). Dyes (PMS 186C and PMS 3292C, Smooth-On, Inc) that present good spatial dispersion and consistent color are added in the PDMS matrix during the fabrication process. To properly perform the transverse compression tests, the sensing area was divided in three zones along z-axis : ZONE 1 from 0 to 7.5 cm, ZONE 2 from 7.5 cm to 12.5 cm, and ZONE 3 from 12.5 cm to 20 cm as shown in Figure 4.1(e).

The sensor obeys the principles of guiding light by the classical total internal reflection (TIR) and frustrated total internal reflection (FTIR) (Amouzou *et al.* (2025)). Without any compression, there is an FTIR that occurs between the solid core and the porous cladding boundary (Figure 4.1(e)) and the transmitted light color remains similar to that at the input light. On the other hand, when the waveguide is compressed (ZONE 1), the diffusion points (i.e. air microbubbles) are suppressed such that there is a TIR that occurs from the top outer cladding and air boundary, while FTIR occurs between the solid core and the porous PDMS cladding boundary (Figure 4.1(f)). By applying pressure in ZONE 2 and ZONE 3, similar results (i.e., TIR and FTIR light guiding phenomena) are expected as long as the scattering points are eliminated (Figure 4.1(g, h)). The color of the transmitted light remains unchanged when the clear zone (ZONE 2) is compressed (Figure 4.1(g)) and becomes a greenish color (Figure 4.1(f)) and reddish color (Figure 4.1(h)) by compressing respectively the green and the red zones. The light remains predominantly guided in the waveguide's core in all of the compression described above.

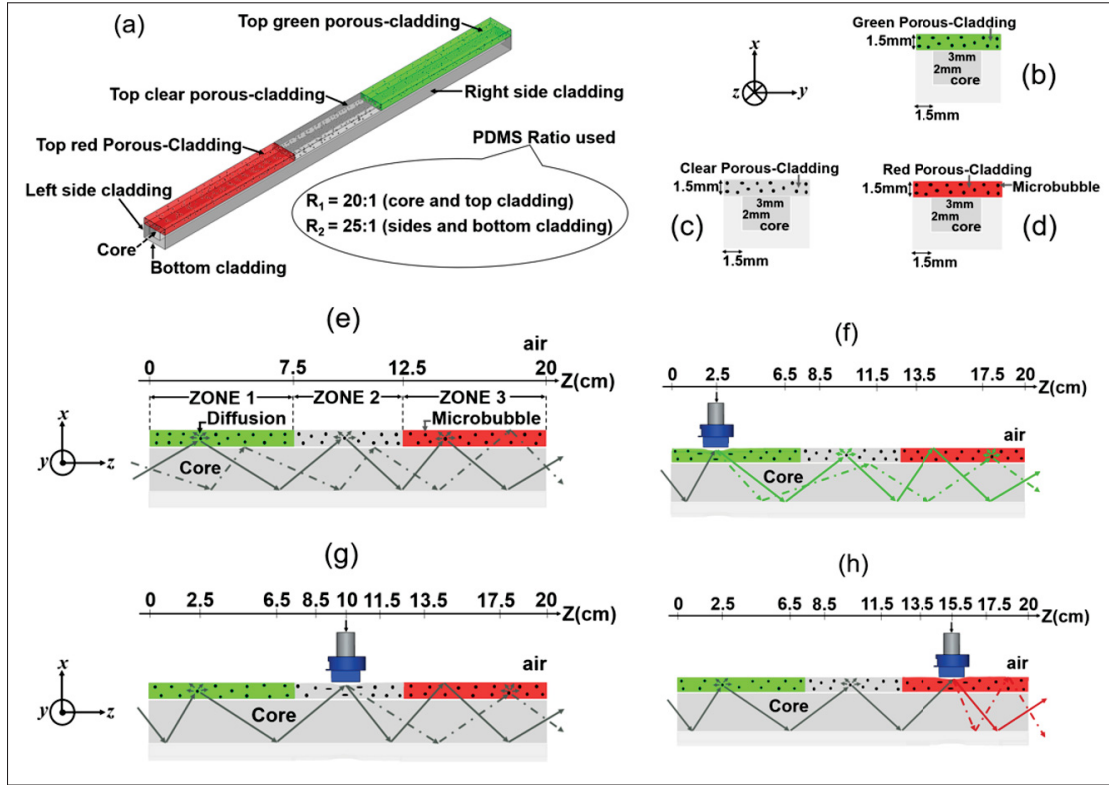


FIGURE 4.1 Sensor 3D view (a); waveguide transverse cross-section showing ZONE 1, ZONE2 and ZONE 3 respectively (b, c, d); longitudinal cross-section of the colored porous waveguide illustrating the sensing mechanism without compression (e); and under compression in : ZONE 1 (f), ZONE 2 (g), ZONE 3 (h)

4.3 Materials and Methods

4.3.1 Choice of Dye Concentration

To demonstrate the conceptual operation of the location-aware pressure sensor, we limited this study to the use of two dyes : the red dye (PMS 186C, SO : 93320A, Lot : 2307137) and the green dye (PMS 3292C, SO : 93520A, Lot : 2312234). These dyes are compatible with the transparent two-part (base and curing agent) PDMS manufacturing process (Bai *et al.* (2020)). For each of the dyes, the adequate concentration to be used in order to have an optimal response from the sensor through TIR and FTIR phenomena was found. Indeed, the choice of dye concentration remains crucial as long as the dye must be incorporated into the PDMS

matrix without significantly modifying its refractive index and guiding properties through FTIR. Moreover, the optimal choice of concentration for each type of dye must also take into account the optical properties of the final doped PDMS material so as to yield a compromise in terms of colorimetric contrast and optical absorption losses. Such compromise was found by evaluating the effect of dyes on the change of refractive indices and optical losses of PDMS samples without and with microbubbles for different dye concentrations (Figure 4.2, Figure 4.3, Figure 4.4).

For refractive index measurement, samples were fabricated in quartz cuvettes (1 cm internal dimensions) with PDMS Sylgard 184 (Dow Corning Co) and dyes (PMS 186C, PMS 3292C). Different concentrations up to 0.04% by weight of dyes are incorporated into PDMS (with base to curing agent mix ratio of 20 :1) and the mixtures were left to cure in the oven at 35°C for six hours. The refractive indices of the neat PDMS and dye-doped-PDMS samples were then measured using a custom optical refractometry setup Amouzou *et al.* (2022)). We note that the refractive index of PDMS doped with dye PMS 186C decreases (Figure 4.2) with concentration while it increases (Figure 4.2) for PDMS doped with dye PMS 3292C. We measured the R^2 fit of 0.9793 and 0.9738 (Figure 4.2) for PDMS samples doping with PMS 186C and PMS 3292C dyes respectively. For 0.02 wt.% red (PMS 186C) dye concentration, we measured a refractive index value which is -0.06% smaller than the refractive index value of pure PDMS, while for 0.04 wt.% of the green (PMS 3292C) dye concentration in PDMS, we measured a refractive index value which is +0.06% larger than the refractive index value of pure PDMS. Furthermore, we note that the measured index change (i.e. +0.06%) due to the effect of 0.04 wt.% green dye is slightly less than the core/cladding index contrast (i.e. 0.07% index change), therefore still enabling light guidance in the core through FTIR. Similarly, the red dye concentration value of 0.02 wt.% leads to an increase in index contrast such that light guidance in the core through FTIR is possible. Based on these results, we consider that the concentration values around 0.02 wt.% red dye and 0.04 wt.% green dye as optimal choices for the manufacture of the sensor, subject to evaluating the optical losses as described below.

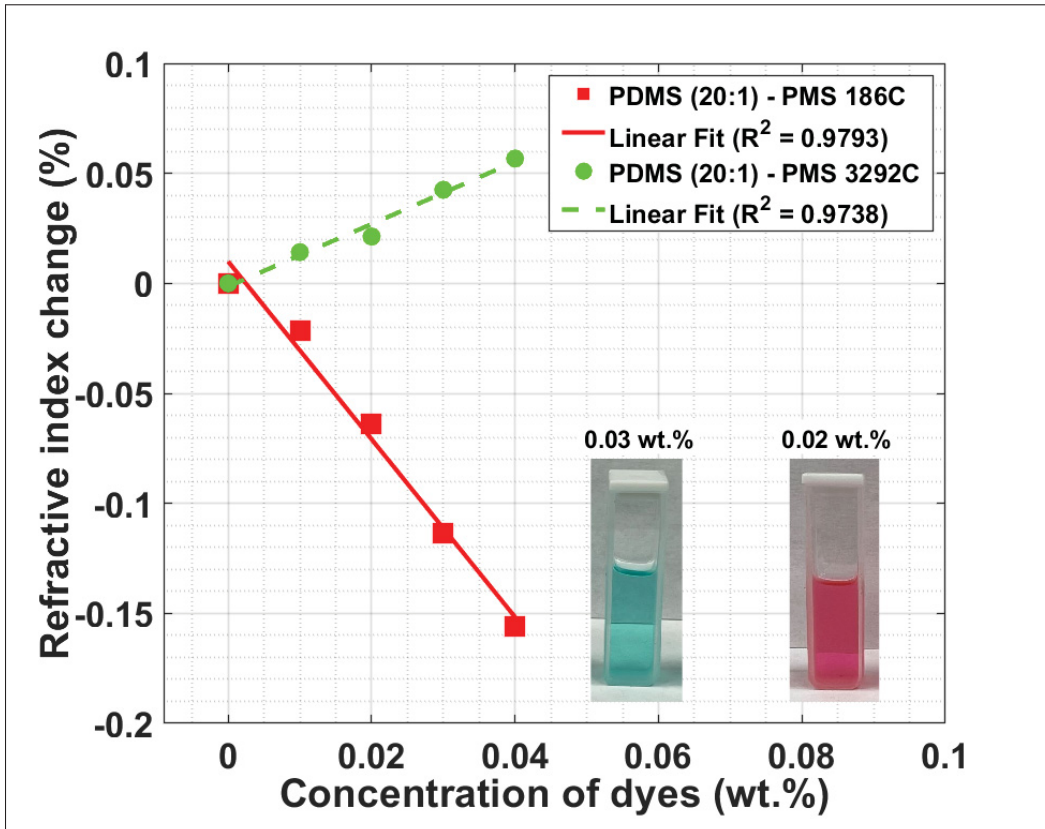


FIGURE 4.2 Refractive index change as a function of the concentration (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C)

We investigated the effect of dyes on optical losses and transparency of samples by performing absorbance (A) and transmittance measurements of the previous samples (different concentrations up to 0.04% by weight of dyes) which are in quartz cuvettes using the spectrophotometer Cary 60 UV-Vis (Serial No. MY22049212). For each sample the absorbance (in a.u.) and normalized transmittance (%) spectra were recorded separately. The absorbance values were then converted in dB/cm ($(10/L)A$) to get the optical propagation losses (Figure 4.3), where L (1 cm) is the internal dimension of the quartz cuvette. We note that, as expected, the optical propagation losses increase with the concentration of dyes (Figure 4.3). We measured an optical loss of 1.37 dB/cm (Figure 4.3) and a transmittance of 73% (inset of Figure 4.3) for the sample doped with the red dye (PMS 186C, 0.02 wt.%) at the 700 nm wavelength while with the sample doped with the green dye (PMS 3292C, 0.04 wt.%) we measured a 1.73 dB/cm optical loss (Figure 4.3)

and a transmittance of 66% (inset of Figure 4.3) at the 550 nm wavelength, which corresponds respectively to an increase of approximately 0.90 dB/cm and 1.20 dB/cm compared to the neat PDMS sample. We note that below the concentration values of 0.02 wt.% and 0.04 wt.% for the samples doped with the red and green dyes respectively (Figure 4.3), the optical losses are lower (i.e. a reduction of 25 to 30% in optical losses). Indeed, we measured 1.03 dB/cm at the 700 nm wavelength for the sample doped with 0.01 wt.% red dye and 1.22 dB/cm at the 550 nm wavelength for the sample doped with 0.03 wt.% green dye.

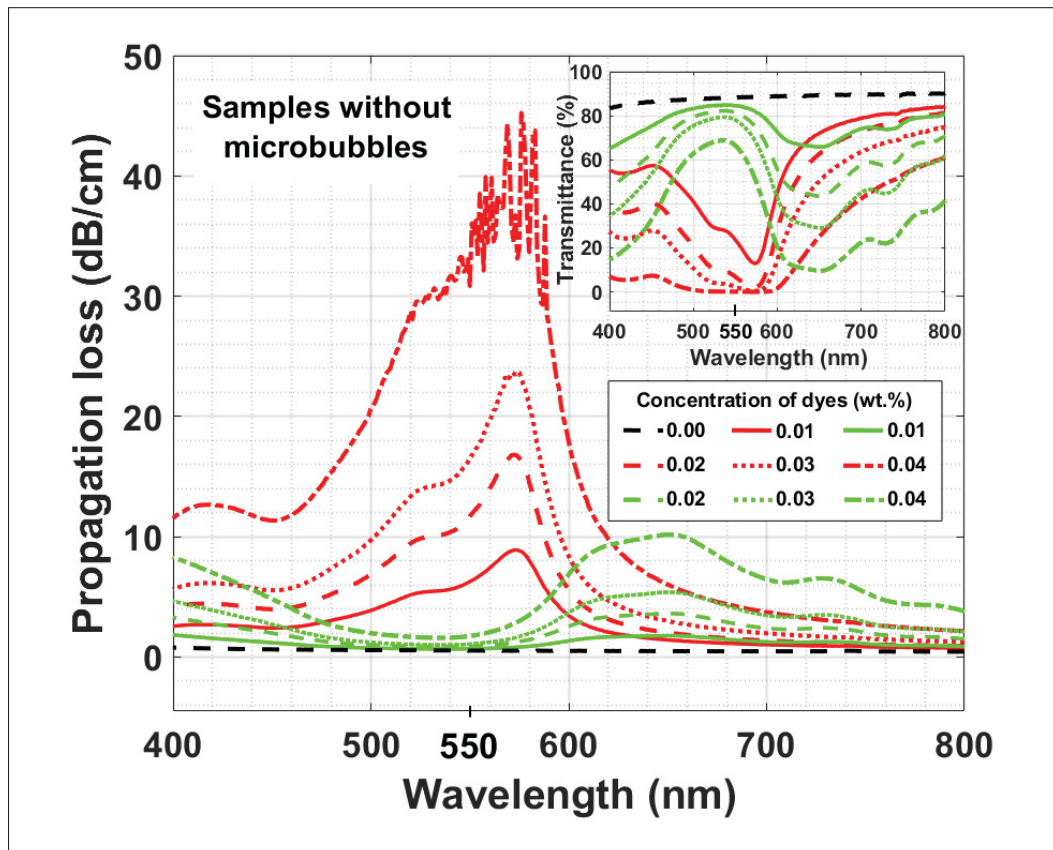


FIGURE 4.3 Optical propagation loss (dB/cm) and transmittance (%) in the visible spectrum of the PDMS samples doped with different concentrations (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C) without microbubbles

In order to evaluate the additional optical losses caused by the diffusion through microbubbles, we incorporated 2%vol. (Amouzou *et al.* (2025)) microbubbles into PDMS (with base to curing agent mix ratio of 20 :1) doped with the red and green dyes for the concentrations ranging from

0.02 to 0.04 wt.%. After curing in the oven at 35°C for six hours, we performed absorbance and transmittance measurements using the Cary 60 UV-Vis spectrophotometer for each sample as described above. For each sample in quartz cuvette, we note that the optical propagation losses increase with dye concentration (Figure 4.4). For the sample doped with the red dye (PMS 186C, 0.02 wt.%), we measured an optical loss of 3.33 dB/cm (Figure 4.4) and a transmittance of 45% (inset of Figure 4.4) at the 700 nm wavelength which corresponds to an increase of approximately 2 dB/cm compared to the previous sample without microbubbles. We measured an optical loss of 2.49 dB/cm (Figure 4.4) and a transmittance of 54% (inset of Figure 4.4) at the 550 nm wavelength for the sample doped with the green dye (PMS 3292C, 0.04 wt.%), which corresponds to an increase of 0.75 dB/cm compared to the previous sample without microbubbles. We note that the additional losses generated by the microbubbles are greater in the sample doped with the red dye than in the sample doped with the green dye, which is here ascribed to a larger diffusion of microbubbles in the red porous cladding. The measured attenuation values (2.49 dB/cm for the sample at 0.04 wt.% of green dye and 3.33 dB/cm for the sample at 0.02 wt.% of red dye) measured with the spectrophotometer are larger than a comparable solid-porous-core PDMS waveguide (1.85 dB/cm which was measured via cutback method (Amouzou *et al.* (2025))) owing to the additional absorption from dyes. Still, these levels of attenuation losses are acceptable to allow light to be partially transmitted in the dye-doped-porous-cladding and enable the FTIR wave guiding. Based on these results we opted to use 0.04 wt.% of the green dye, 0.02 wt.% of the red dye and a 2% vol. of microbubbles for the fabrication of the sensor described below.

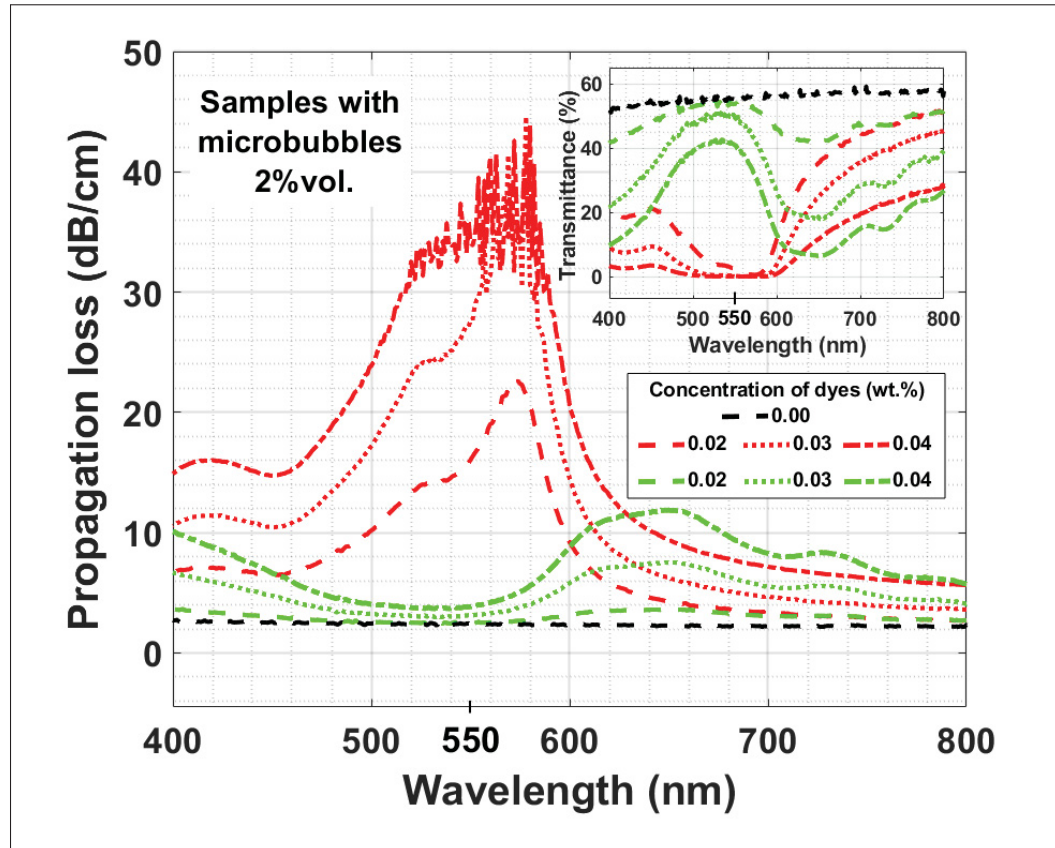


FIGURE 4.4 Optical propagation loss (dB/cm) and transmittance (%) in the visible spectrum of the PDMS samples containing 2% vol. microbubbles and doped with different concentration (wt.%) of the red and green dyes (PMS 186C, PMS 3292C)

4.3.2 Waveguide Sensor Fabrication

The microbubbles (2% vol.) were incorporated in the top PDMS cladding layer which is in direct contact with the impactor during the transverse compression test. The porous and dye-doped colored PDMS waveguide was fabricated through a multiple steps approach. First, the solid-core waveguide (2x3 mm² cross-section, 20 cm long) was fabricated through the casting and molding method using PDMS Sylgard 184 at a mixing ratio of base-to-curing agent of 20 :1 (Dow Corning Co) (Figure 4.5). Subsequently, a degassing step is used to remove all air bubbles, and the mixture is left to cure at 35°C for six hours, after which the solid-core was demolded (Amouzou *et al.* (2025)). Then the solid-core is covered on bottom, left and right sides with a 1.5 mm layer of PDMS Sylgard 184 at a mixing ratio of base-to-curing agent of 25 :1 inside a

mold and using the multi-step procedure illustrated in Figure 4.5. The solid core is placed on top of the bottom layer and the sides of the waveguide are subsequently filled with PDMS to create the side cladding layers (Figure 4.5). Every time a new PDMS layer is added, the system is left to cure at 35°C for six hours. The porous top layers were fabricated in the next step. After the polymer mix (PDMS base to curing agent of 20 :1 mix ratio) is stirred and precured at 70°C (2% vol. microbubbles) during a cycle lasting fifteen minutes (Amouzou *et al.* (2025)), a first layer (1.5 mm thickness, 5.0 cm long) of clear porous-PDMS is cast on the top of the solid-core so as to create the ZONE 2 in (Figure 4.1(e)). To obtain the green porous layer, we first mixed PDMS base to curing agent of 20 :1 mix ratio and then adding 0.04 wt.% of the green dye (PMS 3292C). A similar procedure was used to subsequently create the top cladding layers of ZONES 1 and 3, albeit this time by adding the corresponding green and red dyes to the PDMS mixture. The final waveguide is left to cure at 35°C for six hours, after which the solid-core/color porous-cladding waveguide was demolded (Figure 4.5).

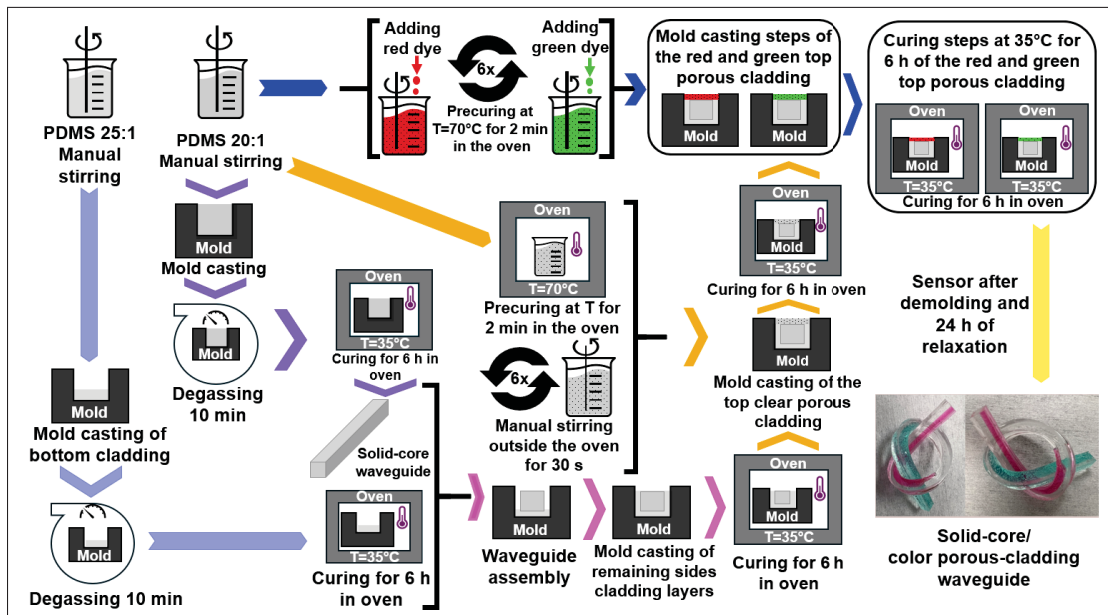


FIGURE 4.5 Location-aware pressure sensor manufacturing steps

4.4 Characterization of the Sensor

4.4.1 Mechanical Transverse Compression Experimental Setup

After one day of relaxation, the fabricated waveguide underwent a mechanical and optical characterizations by placing them on a flat aluminum surface (Figure 4.6(a)), and performing a transverse compression test (Amouzou *et al.* (2022,2)) to measure the stretchable and flexible the sensor's response to transverse deformations, at different locations along the waveguide. A non-polarized white light source (Ocean Optics HL-2000-HP) was coupled to the solid-core with a 10X plan achromat objective (Olympus, RMS10X) at the proximal end. A high-resolution spectrometer (Ocean Optics, UV-VIS-NIR, model HR4000CG) was used, with the help of a collimating lens (Thorlabs Inc., F230SMA-A), to measure the optical transmission spectrum of the waveguide. An inline optical attenuator was also used to prevent the signal saturation of the spectrometer. The input and output spectra were recorded separately without any compression. The ensuing normalized transmission spectrum is defined as a reference for the rest of the measurements (as shown in Subsection 4.2.2). An impactor with a rectangular cross-section (7.0 mm x 10 mm) are fixed at the end of a digital force gauge. The force gauge system is in turn attached to a mechanical linear actuator to allow the impactor movement along the waveguide sensor (Figure 4.6(a)). Then, ZONE 1, ZONE 2 and ZONE 3 are deformed by applying forces ranging from 0.0 to 45 N with the impactor, whilst making sure that the center of the impactor is aligned with the location z on the sensor (Figure 4.7(a)), and recording the output transmission spectrum (Figure 4.6(a)). For each pressure value applied, the ensuing transmission spectrum is normalized to the transmission spectrum without any compression according to the formula $(10\log_{10}(I(\lambda)/I_0(\lambda)), \text{ dB})$ where I_0 is the output intensity (a.u.) spectrum without any compression and I is the output intensity (a.u.) spectrum with compression.

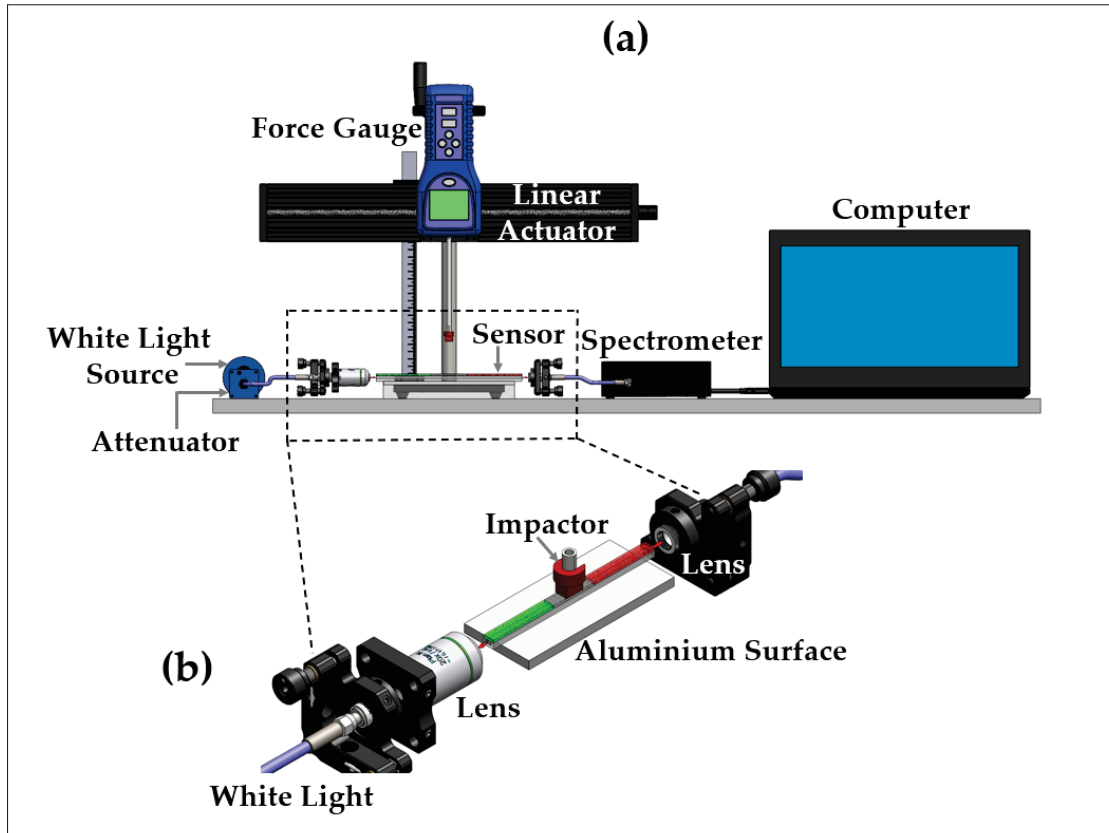


FIGURE 4.6 (a) Experimental setup for the sensor characterization, (b) zoom image of the setup showing clearly the impacted regions

4.4.2 Results and Discussion

4.4.2.1 Location-Aware Pressure Detection

All the tests were performed in the vertical x direction (Figure 4.7(a)) and within a pressure range of 0 to 5625 mmHg by considering the applied force (in N units) and the impactor surface of 60 mm². We note that the device detects pressures above 2250 mmHg and can withstand a maximum pressure value of 5625 mmHg without permanent damage. To demonstrate the location-aware pressure sensor concept, transverse compression tests were performed by applying on the sensor's top surface in each three zones and with three different pressure values of 2500, 3750 and 5000 mmHg, and recording the corresponding optical response (Figure 4.7(b), Figure 4.8). While the spectrometer provides a full visible-near-IR transmission of the sensor, we found that it is

possible to simplify the spectral response analysis by focusing solely on two main wavelengths of interest, 550 nm and 700 nm, corresponding to the colorimetric contributions of the green and red colored regions (i.e. ZONES 1 and 3), respectively. Further, the signal-to-noise ratio (SNR) in ZONE 1 was defined as the difference between the normalized transmission value (i.e. signal) at the 550 nm wavelength and the noise which is the normalized optical transmission value measured at 700 nm. Conversely, the SNR in ZONE 3 was defined as ratio of the 700 nm wavelength intensity over that at 550 nm.

When the green-colored cladding in ZONE 1 is compressed, the transmission spectra show a corresponding increase in the output intensity at the 550 nm wavelength (Figure 4.7(b), Figure 4.8) owing to the higher transmittance in the green part of the spectrum (Figure 4.4). For applied pressures of 2500, 3750 and 5000 mmHg, we respectively measured an average SNR of 1.34 ± 0.29 dB (Figure 4.7(b)), 1.59 ± 0.25 dB (Figure 4.8(a)) and 2.00 ± 0.19 dB (Figure 4.8(b)). When compressing the clear cladding in ZONE 2, a nearly null SNR (< 0.2 dB) was measured, as expected, because this zone does not contain any dye. Conversely, when the red-colored cladding in ZONE 3 was compressed, we observed spectra with higher intensity in the red part of the spectrum, including the monitored 700 nm wavelength (Figure 4.7(b), Figure 4.8), due to the higher transmittance in that part of the spectrum (Figure 4.4). Again, the SNR at the 700 nm wavelength increases with the applied pressure (2500, 3750 and 5000 mmHg) with measured average SNR of 1.47 ± 0.59 dB (Figure 4.7(b)), 1.55 ± 0.09 dB (Figure 4.8(a)) and 1.95 ± 1.00 dB (Figure 4.8(b)), respectively. Furthermore, we note that the measurements in (Figure 4.7(b), Figure 4.8) indicate a lower SNR when the impactor approaches the extremities of the sensor (i.e. near $z = 0$ and 20 cm). These results show that the optical transmission spectrum clearly shifts towards the green or the red depending on the location of the applied pressure along the waveguide sensor. As suggested earlier, the latter behavior can be simply monitored by means of chromatic filters and photodiodes tailored for measuring optical intensity at the 550 nm (green) and 700 nm (red) wavelengths, so as to provide location-aware pressure monitoring in real-time.

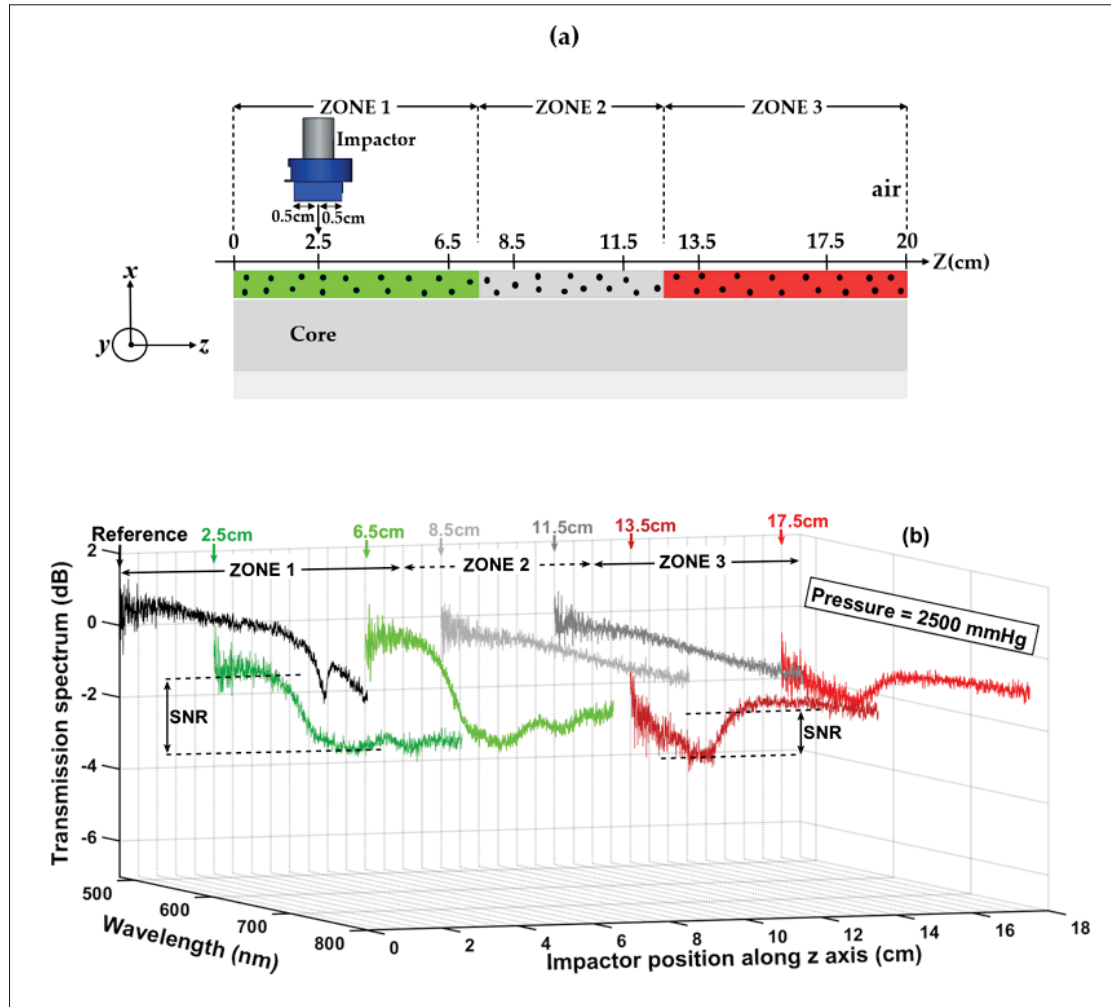


FIGURE 4.7 Longitudinal cross-section view of the sensor showing the different regions where pressure was applied (a); Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when 2500 mmHg pressure value was applied (b)

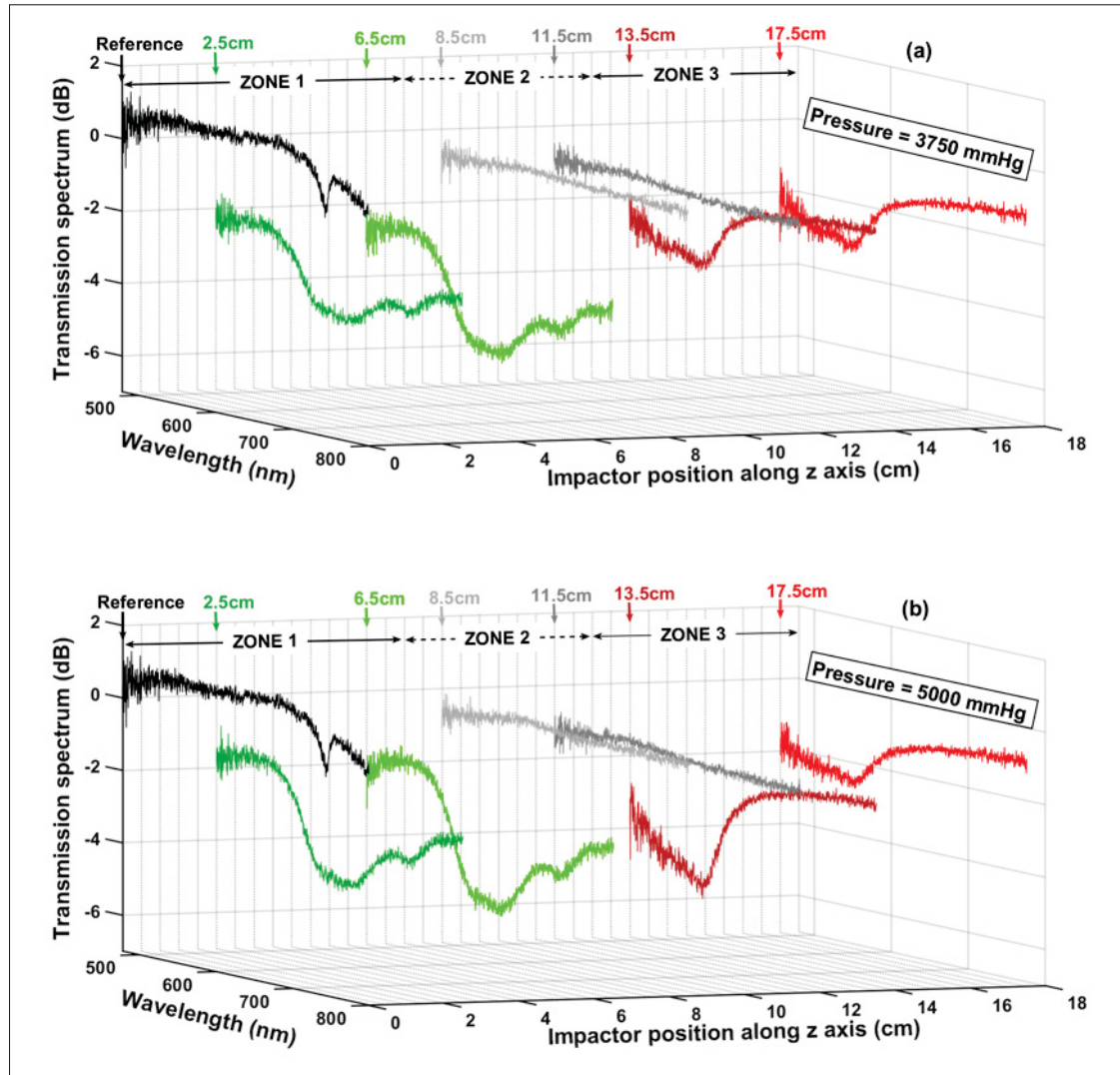


FIGURE 4.8 Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when 3750 mmHg (a) and 5000 mmHg (b) pressures values were applied respectively

4.4.2.2 Spatial Resolution and Sensitivity

In this proof-of-concept experiment, the spatial resolution of the sensor is determined by the largest dimension of the colored and uncolored zones, which is 7.5 cm. The spatial resolution can be improved simply by reducing the size of the colored sensing zones. Further, measurements in Figure 4.9 indicate that it is possible to reduce the dimension of these zones down to only 0.5 cm and therefore to achieve a relatively good resolution. Measurements in Figure 4.9 were done

to investigate the dependance of the dimensions of the impactor on the spatial resolution of the sensor. This was performed by placing the center of the impactor (10 mm in length) exactly at the border between two zones, and just inside the border of a given zone. For example, we measured a SNR of 0.54 dB, 0.51 dB and 0.02 dB when the center of the impactor was placed respectively at 7.0 cm, 7.5 cm and 8.0 cm (Figure 4.9) at 2500 mmHg applied pressure. Similarly, when the center of the impactor was placed at 12 cm, 12.5 cm and 13 cm (at 2500 mmHg pressure), we measured respectively a SNR of 0.01 dB, 0.47 dB and 0.52 dB (Figure 4.9). We note that the SNR values measured are low (less than 0.60 dB) which indicates the sensor operates in the limit positions at the interface between the zones. We also note that when the center of the impactor is slightly shifted (± 0.1 cm approximately) towards ZONE 1 or towards ZONE 2 from the interface between the two zones (i.e., positions 7.4 cm and 7.6 cm), the sensor response correctly and clearly indicates the zone inside of which it is impacted. Similar results are obtained by shifting (± 0.1 cm) the center of the impactor inside ZONE 2 and ZONE 3 from the interface between ZONE 2 and ZONE 3 (i.e., positions 12.4 cm and 12.6 cm). Based on these results (Figure 4.9) we conclude that the spatial resolution of the sensor is ultimately limited by the dimension of the impactor (i.e., 1.0 ± 0.1 cm). This study (Figure 4.9) shows how the quasi-distributed sensor is accurate. We note that for each colored or uncolored position of the sensor relatively close to the interface between two zones that are deformed, the response of the device makes it possible to easily identify the disturbed location.

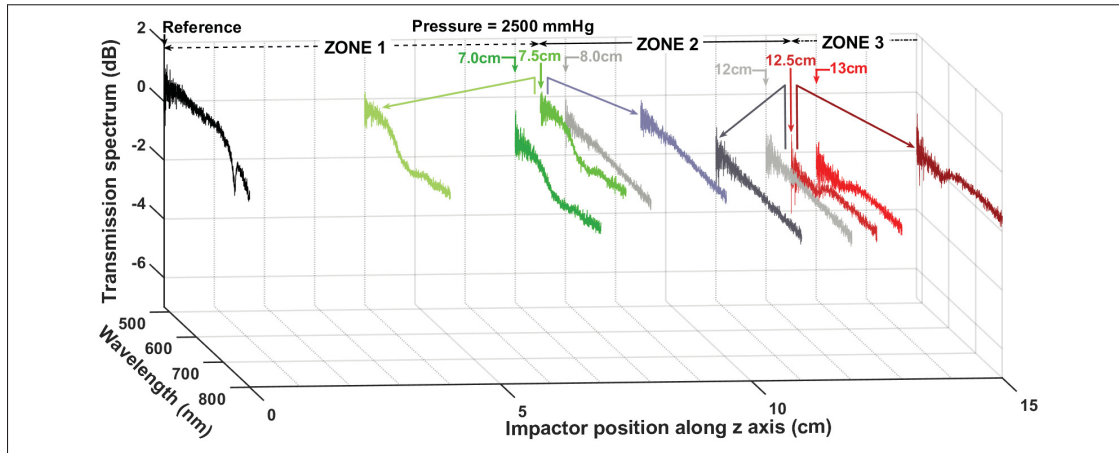


FIGURE 4.9 Normalized transmission spectrum as a function of the impactor position along the propagation axis z when pressure value of 2500 mmHg is applied to the boundary position of each zone and to the border between two zones

The sensitivity of the sensor is here defined by the slope of the linear fit of the SNR versus the applied pressure, as shown in Figure 4.10. The linear fits have a the R^2 coefficient of 0.9629, 0.9926 and 0.9605 for ZONE 1, ZONE 2 and ZONE 3, respectively. Sensitivities to pressure of 0.00023 dB/mmHg, 0.00003 dB/mmHg and 0.00036 dB/mmHg signal noise ratio were measured respectively in ZONE 1, ZONE 2 and ZONE 3 (Figure 4.10). We note that ZONE 2 is less sensitive to pressure than ZONE 1 and ZONE 2 which agrees with our predictions since this zone does not contain any dye that would enhance the sensor's spectral response. Furthermore, a higher sensitivity is observed in ZONE 3 compared to ZONE 1 (Figure 4.10) because of the larger differential optical loss between the 550 and 700 nm wavelengths (Figure 4.4) that is experienced by the light in the red-dyed porous cladding. We note that limit of detection is a pressure value of 2250 mmHg, which is quite large and currently limits the sensor to commercial and industrial applications.

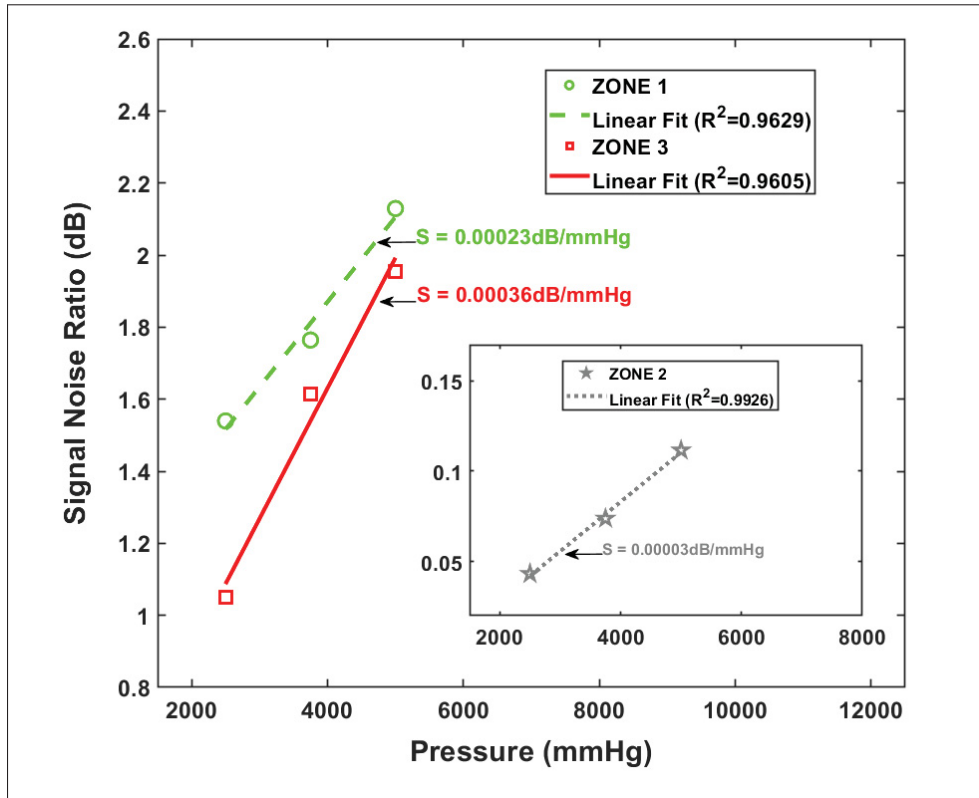


FIGURE 4.10 Sensor sensitivity measurement defined as the slope of the relationship between the signal noise ratio versus the pressure apply in each ZONE

4.4.2.3 Attenuation and the Repeatability Response Measurements of the Sensor

An attenuation value of 1.51 dB/cm in the waveguide was measured using the cutback method. The optical losses are mainly attributed to light diffusion on the dyes and air microbubbles. To evaluate the repeatability of the sensor response, a series of repetitive transverse compression tests were performed. For this test, the sensor was subjected to a fixed pressure of 3750 mmHg at positions $z = 6.50, 11.5$ and 13.5 cm for 12 repetitions each. In ZONE 1, the compression tests yielded an average SNR of 1.37 ± 0.05 dB, while in ZONE 2 and ZONE 3 average SNR of 0.11 ± 0.03 dB and 1.71 ± 0.06 dB, respectively were measured. The latter results respectively translate into $\pm 5\%$, $\pm 3\%$ and $\pm 6\%$ deviation in the SNR in ZONE 1, ZONE 2 and ZONE 3, which indicate a relatively good repeatability in the sensor response. The physical integrity of the

waveguide was maintained even after hundreds of transverse compression tests were performed, which suggests a high robustness of the doped PDMS material.

4.5 Conclusion

We propose and demonstrate a new concept of a location-aware pressure sensor. The sensor is based on a flexible and stretchable rectangular cross-section waveguide made from PDMS with a solid core, and a dye-doped PDMS cladding. The proposed sensor guides light through the total internal reflection and by a mechanism of losses by diffusion of the evanescent wave in the colored cladding. The fabricated prototype demonstrated the ability to measure pressure values and correctly distinguish which spatial zones (among three main zones) where the pressure was applied with a rectangular impactor. The prototype device operates at high pressures with a lower limit of detection of 2250 mmHg. We measured a sensitivity to pressure on the order of 0.00036 dB/mmHg signal noise ratio inside a dynamic range of 2500 to 5000 mmHg pressure values. The sensor spatial resolution is limited by the size of the colored-dye PDMS sensing region, which in this prototype is 7.5 cm. Further, we showed that the spatial resolution of the sensor is ultimately limited by the size of the impactor used to apply the pressure on the sensor, which in this work is 1.0 ± 0.1 cm in length. An optical propagation loss of 1.51 dB/cm was measured and mainly attributed to light diffusion on the dyes and air microbubbles present in the cladding, and both required for the pressure sensing modality. Improvements in the signal-to-noise ratio could be achieved by exploring other types of dyes or pigments with lower optical losses so as to increase the sensor sensitivity. Other interesting lines of future research investigation include to study the impact of the microbubbles size and spatial dispersion on the sensor sensitivity, and the increase in the number of detection zones by testing different other dyes (purple, blue, cyan, yellow, orange). This work represents another step towards cost-effective location-aware optical pressure sensors that are compact, stretchable and flexible with applications in wearable technology.

Acknowledgements

The authors would like to thank the technical personnel of ÉTS mechanical and electrical engineering departments, LACIME, STEPPE, and FabLAB-LIFE, for their assistance and support with the experiments.

Author Contributions

Conceptualization : K.N.A., A.A.R., and B.U. ; Methodology and the conducting of experiments : K.N.A. and B.U. ; Data analysis : K.N.A., X.D., and B.U. ; Writing - original draft preparation : K.N.A. ; Writing - review and editing : A.A.R., A.K., D.S., X.D., J-M.L., and B.U. ; Funding acquisition, resources, and Supervision : B.U. ; All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Récapitulatif

Cette thèse avait pour objectifs d'étudier, de fabriquer et de caractériser un capteur de pression flexible quasi-distribué à partir de matériaux élastomères en silicone pour diverses applications tel que le biomédical. La première contribution de cette thèse a été la démonstration du contrôle de l'indice de réfraction du PDMS de manière reproductible via le ratio du mélange de la base PDMS à l'agent durcissant et la concentration du dopant. La deuxième contribution de ce travail a été le développement d'une méthode de fabrication par moulage de guide d'ondes cœur/gaine en PDMS dans le visible avec la plus faible perte optique rapportée (0.37 dB/cm), ce qui représente un atout pour leur usage dans les dispositifs portatifs biomédicaux (elles guident très bien la lumière dans le visible). Des guides d'ondes standards (cœur/gaine-d'air et cœur-solide/gaine) à section transversale rectangulaire, flexibles, étirables et pouvant épouser la forme de tous les objets ont été fabriqués et caractérisés en utilisant le PDMS dopé avec un agent photosensible tel que le benzophénone. Ces structures de guides d'ondes présentent quelques avantages : elles sont simples à fabriquer par moulage ; elles offrent la possibilité de contrôler le contraste d'indice cœur/gaine via la concentration de l'agent photosensible et le ratio du mélange de la base PDMS à l'agent durcissant ; elles sont sensibles aux contraintes mécaniques telles que la compression, les étirements et les courbures. La troisième contribution de cette thèse est la démonstration de guidage via des pertes de l'onde évanescente dans la gaine poreuse du guide d'ondes et qui est diffusée. Enfin, la quatrième contribution de cette thèse est la démonstration de localisation d'une pression dans un guide d'ondes en PDMS coloré avec microbulles. Ce capteur de pression quasi-distribué a une résolution spatiale de l'ordre de 1.0 ± 0.1 cm, et permet de détecter l'endroit exact où une pression a été appliquée le long du guide d'ondes.

Perspectives : travaux futurs

Plusieurs recommandations et améliorations futures sont envisagées dans le but de poursuivre les travaux entamés durant ce doctorat. Il s'agit des propositions d'idées qui sont présentées dans cette section permettant d'améliorer par la création de nouvelles structures, les limites des dispositifs proposés lors de ce doctorat. Des simulations et modélisations seront prévues pour prédire d'une part le principe de fonctionnement des dispositifs qui seront proposés et pour contribuer d'autre part aux choix des paramètres optimaux nécessaires pour la fabrication de ces dispositifs.

Une première perspective future de ce travail consistera à améliorer et approfondir le contrôle de la concentration et les dimensions des microbulles dans la structure du guide d'ondes présenté à la Figure 3.2. Des méthodes et techniques complémentaires seront développées pour contrôler la taille et la forme des microbulles à incorporer ainsi que leur uniformité et distribution dans le volume de la gaine durant le processus de fabrication. Une alternative consiste à fabriquer préalablement des cavités submillimétriques contenant du vide par impression 3D (Patel *et al.* (2017)), puis à les incorporer dans la structure du capteur lors du processus de fabrication. Pour y arriver, il existe des polymères imprimables compatibles avec le PDMS et d'imprimantes 3D (exemple : Nanoscribe (noa (a))) ayant une résolution spatiale de l'ordre de 10 μm . Une autre alternative consistera à tester un durcissement du guide d'ondes poreux à 35°C sous vide, ce qui pourrait probablement retenir davantage de microbulles dans la gaine et favoriser une répartition uniforme dans le volume de la gaine.

Une seconde perspective future de cette thèse consistera à étudier plus en détails avec des simulations et des mesures, les mécanismes de guidage de la lumière dans les guides d'ondes développés.

La troisième recommandation pour poursuivre ce travail dans le futur consistera à étudier la performance du dispositif pour des cœurs avec des dimensions submillimétriques et en fonction de la longueur d'onde. Ceci pourrait favoriser une détection dans le proche infrarouge avec d'autres applications potentielles pour la photonique intégrée telles que la fabrication des puces.

La quatrième perspective future de cette thèse consistera à étudier l'effet de la rugosité de surface des guides d'ondes développés. Bien que nous utilisons des moules métalliques en aluminium parfaitement lisses pendant le processus de fabrication, l'effet de la rugosité de surface sur la transmission et la sensibilité des guides d'ondes lorsque ces derniers sont pressés n'est pas exclue. Ceci permettra d'améliorer la qualité et la performance des guides d'ondes développés. L'analyse via la microscopie à force atomique et par profilométrie optique permettra d'étudier l'effet de rugosité de surface.

La cinquième série de recommandations consistera à augmenter les zones de détection du dispositif en utilisant plus que deux colorants. Des impacteurs plus petits seront testés dans le but de faire fonctionner le dispositif dans une plage dynamique de pressions biomédicales (0 à 100 mmHg) ce qui améliorera la résolution spatiale du capteur de pression quasi-distribué. Le montage expérimental qui sera utilisé pour les tests mécaniques prendra en compte dans la première phase, des scénarios de compressions de multiples zones simultanément et ensuite des tests dans un contexte d'application de forces de cisaillement. Expérimentalement il serait aussi utile d'améliorer la sensibilité du capteur en contrôlant davantage certains paramètres tels que le ratio du mélange de la base du PDMS à l'agent durcissant, la concentration des colorants pendant le processus de fabrication du dispositif (ceci permettra d'avoir un capteur plus flexible avec une faible atténuation optique). L'exploration de l'utilisation d'autres types de colorants ou des pigments n'est pas exclue et pourra également améliorer la sensibilité du dispositif.

Pour terminer, la dernière recommandation porte sur les guides d'ondes flexibles en PDMS dopés avec des agents photosensibles. Ces fibres élastomériques sensibles à la compression offrent l'avantage de leur incorporer des structures diffractives via une approche à moindre coût telle que l'exposition à une lumière UV. En contrôlant le contraste d'indice cœur/gaine, les plus simples de ces structures diffractives à réaliser dans le cœur de ces guides d'ondes seraient les réseaux long pas de l'acronyme anglais "*Long Period Grating*". En effet le développement des cœurs submillimétriques en PDMS dopés avec un agent photosensible est indispensable pour y arriver : ceci permettra d'opérer dans un régime monomode facilitant ainsi le couplage du mode cœur avec les modes gaines. L'étude des propriétés opto-mécaniques d'un guide d'ondes doté de ces structures diffractives permettra de reconstruire avec précision la distribution spatiale et l'amplitude de multiples points de pression le long du guide d'ondes. Ce design très prometteur offrira un capteur de pression quasi-distribué très précis et rapide. Ces guides d'ondes pourront être utilisés par la suite pour former une grille 2D de capteurs en les disposant en parallèles (chaque guide d'ondes sera connecté à une source de lumière LED miniature et à un photodétecteur à ses extrémités). Ce dispositif permettra de faire aisément le mapping de la pression, ce qui serait en particulier idéal pour surveiller l'état de compression chez les individus à risque de développer les escarres.

En somme, cette thèse de doctorat a présenté le développement et la caractérisation de guides d'ondes en polydiméthylsiloxane en tant que plate-forme pour capteurs optiques flexibles biomédicaux. De nouveaux guides d'ondes ont été développés en utilisant des méthodes simples, accessibles et moindres coûts. À travers la caractérisation de ces guides d'ondes optiques, un nouveau mécanisme de détection a été examiné. Ces guides d'ondes flexibles et sensibles à la compression permettront de produire de nouvelles générations de capteurs de localisation de la pression valables pour des applications biomédicales. Les méthodes et concepts développés dans ce travail contribueront sans doute aux connaissances scientifiques disponibles en physique, optique, photonique, chimie et sciences connexes. En comparaison aux technologies électroniques

2D coûteux pour le mapping de la pression disponibles sur le marché actuellement (exemple : Tekscan (prix situé entre 20 000 et 30 000 dollars canadiens) et Tactilus (prix situé entre 6 000 et 10 000 dollars américains)) utilisant respectivement les technologies résistive et piézorésistive, les dispositifs proposés (utilisant la technologie de détection optique) durant cette thèse de doctorat seront moins chers (quelques centaines de dollars canadiens de la fabrication à l'assemblage) car chaque guide d'ondes est un capteur contenant une infinité de points de détection de pression. Aussi les capteurs développés en PDMS sont résistants à l'eau, à l'humidité et donc lavables suivant des cycles réguliers sans les fragiliser. Ces capteurs sont également biocompatibles, ce qui constitue un atout en particulier pour leur usage dans les dispositifs portatifs biomédicaux. Il reste encore du travail à faire dans le but d'améliorer la performance des capteurs de pression développés pendant cette thèse de doctorat. Dans le contexte de prévention des ulcères de pression, des tests sont prévus en milieux cliniques et hospitaliers tel qu'à l'hôpital Sacré-Cœur de Montréal en collaboration avec des médecins (chirurgien de la moelle épinière et spécialiste en réadaptation). Dans le contexte des applications potentielles des capteurs développés pour la surveillance au sport en particulier, des tests sont également prévus avec des personnes volontaires provenant de la communauté. L'étape finale sera la commercialisation, et nous croyons que des compagnies canadiennes fiables spécialisées dans la fabrication et assemblage des capteurs de pression (exemple : CFSensor, Merit Sensor, Emerson) vont accepter contribuer dans le futur au prototypage et à l'assemblage des capteurs développés pour leur mise en place sur la marché.

Contributions

Les différentes principales contributions des travaux de recherche effectués et présentés dans cette thèse par articles sont les suivants :

Développement de guides d'ondes d'indice de réfraction élevé en polydiméthylsiloxane dopés avec la benzophénone sans usage de solvants pour la détection de pression biomédicale

Les capteurs de pression et cisaillement basés sur les technologies optiques sont plus rapides, précis et moins susceptibles aux interférences électromagnétiques contrairement à ceux fonctionnant via des technologies électroniques. Ces dernières années, le développement des capteurs de pression optiques portatifs robustes, moins chers et accessibles à tous via des matériaux mous et flexibles pour des applications du grand public, l'usage dans le biomédical tels que la surveillance en temps réel en santé, le sport, le robotique s'avère indispensable. La première contribution de cette thèse est la présentation d'un modèle prédictif permettant de contrôler le contraste d'indice entre le cœur et la gaine des guides d'ondes en polydiméthylsiloxane dopés avec la benzophénone. La seconde contribution a été la présentation de la fabrication et de la caractérisation de guides d'ondes à section transversale rectangulaire en polydiméthylsiloxane, capables de détecter la pression capillaire sanguine. Ces guides d'ondes sont sensibles à la pression, résistants à l'eau, et peuvent être enroulés ou plier pour se conformer à une forme souhaitée. Un autre avantage principal de ces guides d'ondes est leur faible perte optique (0.37 dB/cm), ce qui représente un atout pour développer un capteur de pression intelligent hautement sensible à la compression.

Ces deux contributions ont été publiées dans une revue scientifique : *K.N. Amouzou, A. Alonso Romero, D. Sengupta, S. Kumar Mishra, A. Richard-Denis, J.-M. Mac-Thiong, Y. Petit, J.-M. Lina & B. Ung, (2022). "Development of High Refractive Index Polydimethylsiloxane Waveguides Doped with Benzophenone via Solvent-Free Fabrication for Biomedical Pressure Sensing" Photonics (MDPI)* et a été présentée dans le CHAPITRE 2.

Guide d'ondes optique en polydiméthylsiloxane à gaine poreuse pour des applications de détection de pression biomédicale

Les guides d'ondes en silicone flexible tel que le polydiméthylsiloxane sont très sensibles à la compression et guident convenablement la lumière dans le visible. Ces caractéristiques les rendent très intéressantes et prometteurs pour le développement des capteurs de localisation de la pression et de cisaillement. C'est pourquoi développer à partir des guides d'ondes en PDMS, des structures qui permettent de savoir avec précision l'emplacement exact où la pression a été appliquée est d'un grand intérêt. Ainsi, la troisième contribution de cette thèse est la présentation d'un nouveau guide d'ondes entièrement en PDMS contenant une certaine porosité dans sa structure. Le mécanisme de détection repose sur le phénomène de diffusion dans la gaine poreuse de la lumière provenant du cœur solide lorsqu'une pression est appliquée le long du guide d'ondes. Ce dispositif a l'avantage de surveiller l'état de compression des individus et le niveau seuil de pression critique dans le domaine biomédical ce qui est très pertinent pour prévenir les escarres. Toutefois, déterminer l'endroit pressé à partir de la réponse du dispositif reste toujours un défi.

Cette contribution a été publiée dans une revue scientifique : *K.N. Amouzou, A. Alonso Romero, D. Sengupta, C.A. Zimmermann, A. Kumar, N. Gravel, J.-M. Lina, X. Daxhelet & B. Ung, (2025). "Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide for Biomedical Pressure Sensing Applications" Sensors (MDPI)* et a été présentée dans le CHAPITRE 3.

Détection de pression localisée via un guide d'ondes optique en polydiméthylsiloxane à gaine poreuse colorée

Les récents travaux utilisant les technologies de détection optique via les guides d'ondes flexibles, présentent en général une méthode d'évaluation quantitative c'est à dire le couplage de la lumière avec des LEDs et des mesures faites avec des photodiodes ou un spectromètre haute résolution mais sur le plan de la fabrication cela revient complexe et coûteux car nécessite un

assemblage de plusieurs guides d'ondes et l'utilisation de plusieurs photodiodes et appareils de mesures. Aussi, la mise en place sur le marché d'un dispositif optique flexible de détection localisée de la pression, simple à réaliser, moins cher, résistants à l'eau et facile à utiliser demeure un défi. La quatrième contribution de cette thèse examine une façon simple de fabrication et d'effectuer des mesures quantitatives de pression avec un seul guide d'ondes en utilisant un mécanisme de détection nouveau. Ainsi, cette contribution présente un nouveau design de guide d'ondes optique en PDMS localement poreux et permettant de détecter l'emplacement où une pression quelconque est appliquée le long de la section longitudinale poreuse. Le capteur de pression optique quasi-distribué proposé est fabriqué à partir du PDMS dopé localement avec des colorants. Le mécanisme de détection est basé sur le phénomène de diffusion dans la gaine colorée avec microbulles de la lumière provenant du cœur solide lorsqu'une pression est appliquée le long du guide d'ondes. Ce nouveau concept de capteur de localisation de la pression est démontré expérimentalement avec succès et la résolution spatiale du capteur est acceptable et prometteur via de possibles améliorations.

Cette quatrième contribution a été soumise pour publication dans une revue scientifique : *Sensors and Actuators A : Physical* (ScienceDirect / Elsevier), et a été présentée dans le CHAPITRE 4.

Accomplissements académiques

Durant cette thèse de doctorat, plusieurs accomplissements académiques ont été obtenus. Ceux-ci sont classés en deux catégories distinctes : Articles de revue avec comité de lecture, et Articles de conférence avec comité de lecture.

Articles de revue avec comité de lecture :

1. "Location-Aware Pressure Sensing Based on a Colored Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide" par Amouzou, K.N., Alonso Romero, A., Sengupta, D., Kumar,

- A., Lina, J.-M., Daxhelet, X., & Ung, B., soumis pour publication dans la revue Sensors and Actuators A : Physical (ScienceDirect / Elsevier) le 07/05/2025.
2. "Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide for Biomedical Pressure Sensing Applications" par Amouzou, K.N., Alonso Romero, A., Sengupta, D., Zimmermann, C.A., Kumar, A., Gravel, N., Lina, J.-M., Daxhelet, X., & Ung, B., publié dans la revue Sensors (MDPI) le 10/07/2025.
 3. "Recent Advances in PDMS Optical Waveguides : Properties, Fabrication, and Applications" par Zimmermann, C.A., Amouzou, K.N., & Ung, B., publié dans la revue Advanced Optical Materials (Wiley) le 02/11/2024.
 4. "Novel elastomeric spiropyran-doped poly(dimethylsiloxane) optical waveguide for UV sensing" par Zimmermann, C.A., Amouzou, K.N., Sengupta, D., Kumar, A., Demarquette, N.R., & Ung, B., publié dans la revue Frontiers of Optoelectronics (Springer Nature) le 15/07/2024.
 5. "Optoelectronic Pressure Sensor Based on the Bending Loss of Plastic Optical Fibers Embedded in Stretchable Polydimethylsiloxane" par Alonso Romero, A., Amouzou, K.N., Sengupta, D., Zimmermann, C.A., Richard-Denis, A., Mac-Thiong, J.-M., Petit, Y., Lina, J.-M., & Ung, B., publié dans la revue Sensors (MDPI) le 22/03/2023.
 6. "Development of High Refractive Index Polydimethylsiloxane Waveguides Doped with Benzophenone via Solvent-Free Fabrication for Biomedical Pressure Sensing" par Amouzou, K.N., Alonso Romero, A., Sengupta, D., Kumar Mishra, S., Richard-Denis, A., Mac-Thiong, J.-M., Petit, Y., Lina, J.-M., & Ung, B., publié dans la revue Photonics (MDPI) le 09/08/2022.

Articles de conférence avec comité de lecture :

1. "Novel Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide for Biomedical Pressure Sensing Applications" par Amouzou, K.N., Zimmermann, C.A., Alonso Romero, A.,

Sengupta, D., Gravel, N., Lina, J.-M., & Ung, B., présenté lors de la conférence Optica Advanced Photonics Congress 2024, Novel Optical Materials and Applications (NOMA), from the session Optical Sensors, Biosensors, and Imaging en juillet 2024.

2. "Spiropyran-doped Poly(dimethylsiloxane) Optical Waveguide for UV Sensing" par Zimmermann, C.A., Amouzou, K.N., Sengupta, D., Kumar, A., Demarquette, N.R., & Ung, B., présenté lors de la conférence Optica Advanced Photonics Congress 2024, Novel Optical Materials and Applications (NOMA), from the session Optical Sensors, Biosensors, and Imaging en juillet 2024.
3. "Detection of malaria pigment crystals employing submicron air-holes photonic crystal fiber" par Azad S., Amouzou, K.N., Izquierdo, R., Al-Shboul, A., & Ung, B., présenté lors de la conférence Optica Advanced Photonics Congress 2022 from the session Fiber Systems for Bio-medical Applications en juillet 2022.
4. "High refractive index polydimethylsiloxane waveguides for biomedical photonics sensors" par Amouzou, K.N., Kumar Mishra, S., Richard-Denis, A., Mac-Thiong, J.-M., & Ung, B., présenté lors de la conférence OSA Advanced Photonics Congress (AP) 2020, Novel Optical Materials and Applications (NOMA) from the session Polymer and Soft Optical Materials en juillet 2020.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- IP-PDMS photoresin : Elastic biocompatible printing material for various applications. Repéré à <https://www.nanoscribe.com/en/products/ip-photoresins/ip-pdms/>.
- Optimized Seating Design & Testing Solutions. Repéré à <https://www.sensorprod.com/applications/body-mapping/seating-design-and-testing/>.
- Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors. Repéré à <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/body-pressure-measurement-system-bpms-research>.
- (2015). Escarre — Wikipédia. Repéré à <https://fr.wikipedia.org/wiki/Escarre>.
- (2024). Guide d'ondes. Page Version ID : 212012490, Repéré à https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Guide_d%27ondes&oldid=212012490.
- Akiyama, M., Morofuji, Y., Kamohara, T., Nishikubo, K., Tsubai, M., Fukuda, O. & Ueno, N. (2006). Flexible piezoelectric pressure sensors using oriented aluminum nitride thin films prepared on polyethylene terephthalate films. *Journal of Applied Physics*, 100(11), 114318. doi : 10.1063/1.2401312. _eprint : https://pubs.aip.org/aip/jap/article-pdf/doi/10.1063/1.2401312/14976033/114318_1_online.pdf.
- alexiane.krick. (2024). Les escarres dans le monde : Un défi sanitaire mondial. Repéré à <https://www.winncare.fr/pressure-ulcers-worldwide-a-global-health-challenge/>.
- Alkhader, A. S., Saikia, M. J., Driscoll, B. & Mankodiya, K. (2020). Design and characterization of a helmet-based smart textile pressure sensor for concussion. *Preprints*. doi : 10.20944/preprints202007.0629.v1. Publisher : Preprints.
- Alonso Romero, A., Amouzou, K. N., Sengupta, D., Zimmermann, C. A., Richard-Denis, A., Mac-Thiong, J.-M., Petit, Y., Lina, J.-M. & Ung, B. (2023). Optoelectronic Pressure Sensor Based on the Bending Loss of Plastic Optical Fibers Embedded in Stretchable Polydimethylsiloxane. *Sensors*, 23(6). doi : 10.3390/s23063322.
- Amit, M., Chukoskie, L., Skalsky, A. J., Garudadri, H. & Ng, T. N. (2020). Flexible Pressure Sensors for Objective Assessment of Motor Disorders. *Advanced Functional Materials*, 30(20), 1905241. doi : <https://doi.org/10.1002/adfm.201905241>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adfm.201905241>.
- Amouzou, K. N., Romero, A. A., Sengupta, D., Mishra, S. K., Richard-Denis, A., Mac-Thiong, J.-M., Petit, Y., Lina, J.-M. & Ung, B. (2022). Development of High Refractive Index Polydimethylsiloxane Waveguides Doped with Benzophenone via Solvent-Free Fabrication for Biomedical Pressure Sensing. *Photonics*, 9(8). doi : 10.3390/photonics9080557.

- Amouzou, K. N., Alonso Romero, A., Sengupta, D., Zimmermann, C. A., Kumar, A., Gravel, N., Lina, J.-M., Daxhelet, X. & Ung, B. (2025). Porous-Cladding Polydimethylsiloxane Optical Waveguide for Biomedical Pressure Sensing Applications. *Sensors*, 25(14). doi : 10.3390/s25144311.
- Argenta, L. C. & Morykwas, M. J. (1997). Vacuum-Assisted Closure : A New Method for Wound Control and Treatment : Clinical Experience. *Annals of Plastic Surgery*, 38(6). Repéré à https://journals.lww.com/annalsplasticsurgery/fulltext/1997/06000/vacuum_assisted_closure__a_new_method_for_wound.2.aspx.
- Argenta, L. C., Morykwas, M. J., Marks, M. W., DeFranzo, A. J., Molnar, J. A. & David, L. R. (2006). Vacuum-Assisted Closure : State of Clinic Art. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117(7S). Repéré à https://journals.lww.com/plasreconsurg/fulltext/2006/06001/vacuum_assisted_closure__state_of_clinic_art.13.aspx.
- Arnau, A. (2004). *Piezoelectric transducers and applications*. Springer.
- Arute, V. K., Syed, A. & Khandelwal, A. (2021). Time–space–weight calibrated plastic optical fiber-based pressure sensing carpet. *Optical Engineering*, 60(9), 094106. doi : 10.1117/1.OE.60.9.094106.
- Babar, J. & Youngjin, C. (2021). Soft Optical Waveguide Sensors Tuned by Reflective Pigmentation for Robotic Applications. *The Journal of Korea Robotics Society*, 16(1), 1–11. doi : doi.org/10.7746/jkros.2021.16.1.001.
- Bai, H., Li, S., Barreiros, J., Tu, Y., Pollock, C. R. & Shepherd, R. F. (2020). Stretchable distributed fiber-optic sensors. *Science*, 370(6518), 848–852. doi : 10.1126/science.aba5504. _eprint : <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/science.aba5504>.
- Ballarini, R. & Taccheo, S. (2023). (INVITED) Flexible photonics for biomedical applications : A review. *Optical Materials* : X, 20, 100265. doi : <https://doi.org/10.1016/j.omx.2023.100265>.
- Banitaba, S. N., Khademolqorani, S., Jadhav, V. V., Chamanehpour, E., Mishra, Y. K., Mostafavi, E. & Kaushik, A. (2023). Recent progress of bio-based smart wearable sensors for healthcare applications. *Materials Today Electronics*, 5, 100055. doi : <https://doi.org/10.1016/j.mtelec.2023.100055>.
- Bao, X. & Chen, L. (2011). Recent progress in Brillouin scattering based fiber sensors. *Sensors*, 11(4), 4152–4187. ISBN : 1424-8220 Publisher : Molecular Diversity Preservation International (MDPI).

- Bardelli, T., Marano, C. & Briatico Vangosa, F. (2021). Polydimethylsiloxane crosslinking kinetics : A systematic study on Sylgard184 comparing rheological and thermal approaches. *Journal of Applied Polymer Science*, 138(39), 51013. doi : <https://doi.org/10.1002/app.51013>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/app.51013>.
- Begej, S. (1988). Planar and finger-shaped optical tactile sensors for robotic applications. *IEEE Journal on Robotics and Automation*, 4(5), 472–484. doi : 10.1109/56.20431.
- Bernardot, F. (2009). Introduction à l’optique guidée. Repéré à <https://hal-sfo.ccsd.cnrs.fr/sfo-00442974>.
- Bijender & Kumar, A. (2022). Recent progress in the fabrication and applications of flexible capacitive and resistive pressure sensors. *Sensors and Actuators A : Physical*, 344, 113770. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2022.113770>.
- Bijender & Kumar, A. (2023). Broadening the Utilization of Flexible and Wearable Pressure Sensors for the Monitoring of Health and Physiological Activities. *Biomedical Materials & Devices*, 1(2), 1009–1021. doi : 10.1007/s44174-023-00069-w.
- Blackburn, J. & Ousey, K. (2018). Pressure ulcer definitions and core curricula—how does this affect wound care and the older patient? *British Journal of Community Nursing*, 23(Sup12), S6–S12. doi : 10.12968/bjcn.2018.23.Sup12.S6. _eprint : <https://doi.org/10.12968/bjcn.2018.23.Sup12.S6>.
- Brunchi, C. E., Filimon, A., Cazacu, M. & Ioan, S. (2009). Properties of Some Poly(siloxane)s for Optical Applications. *High Performance Polymers*, 21(1), 31–47. doi : 10.1177/0954008308088737. _eprint : <https://doi.org/10.1177/0954008308088737>.
- Bu, Y., Wu, J., Zhang, Z., Wei, Q., Su, B. & Wang, Y. (2024). Design and Analysis of Porous Elastomeric Polymer Based on Electro-Mechanical Coupling Characteristics for Flexible Pressure Sensor. *Polymers*, 16(5). doi : 10.3390/polym16050701.
- Bute, M. G., Shinde, S. D., Bodas, D., Fouad, H., Adhi, K. P. & Gosavi, S. W. (2015). Benzophenone doped polydimethylsiloxane : self developable composite resist system for its use in a direct write laser lithography application. *Journal of Physics D Applied Physics*, 48, 175301. doi : 10.1088/0022-3727/48/17/175301.
- Butt, M. A., Kazanskiy, N. L. & Khonina, S. N. (2022a). Revolution in Flexible Wearable Electronics for Temperature and Pressure Monitoring—A Review. *Electronics*, 11(5). doi : 10.3390/electronics11050716.

- Butt, M. A., Voronkov, G. S., Grakhova, E. P., Kutluyarov, R. V., Kazanskiy, N. L. & Khonina, S. N. (2022b). Environmental Monitoring : A Comprehensive Review on Optical Waveguide and Fiber-Based Sensors. *Biosensors*, 12(11). doi : 10.3390/bios12111038.
- Cai, Z., Qiu, W., Shao, G. & Wang, W. (2013). A new fabrication method for all-PDMS waveguides. *Sensors and Actuators A : Physical*, 204, 44–47. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.09.019>.
- Callister Jr, W. D. & Rethwisch, D. G. (2020). *Materials science and engineering : an introduction*. John wiley & sons.
- Chen, W. & Yan, X. (2020). Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors : A review. *Journal of Materials Science & Technology*, 43, 175–188. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.11.010>.
- Chen, Y.-W., Pancham, P. P., Mukherjee, A., Martincic, E. & Lo, C.-Y. (2022). Recent advances in flexible force sensors and their applications : a review. *Flexible and Printed Electronics*, 7(3), 033002. doi : 10.1088/2058-8585/ac8be1. Publisher : IOP Publishing.
- Cheng, A. J., Wu, L., Sha, Z., Chang, W., Chu, D., Wang, C. H. & Peng, S. (2023). Recent Advances of Capacitive Sensors : Materials, Microstructure Designs, Applications, and Opportunities. *Advanced Materials Technologies*, 8(11), 2201959. doi : <https://doi.org/10.1002/admt.202201959>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/admt.202201959>.
- Cheng, R., Huang, Y., Zhang, X., Sun, B., Ye, F., Nie, L., Liao, G. & Shi, T. (2025). Flexible 3-D Pressure Sensor Based on PEI-Decorated Porous Sponge for Human Physiological Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 25(12), 22686–22695. doi : 10.1109/JSEN.2025.3565917.
- Chenu, O., Vuillerme, N., Bucki, M., Diot, B., Cannard, F. & Payan, Y. (2013). Texi-Care : An innovative embedded device for pressure ulcer prevention. Preliminary results with a paraplegic volunteer. *Journal of Tissue Viability*, 22(3), 83–90. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2013.05.002>.
- Chhetry, A., Yoon, H. & Park, J. Y. (2017). A flexible and highly sensitive capacitive pressure sensor based on conductive fibers with a microporous dielectric for wearable electronics. *Journal of Materials Chemistry C*, 5(38), 10068–10076. doi : 10.1039/C7TC02926H.
- Choi, E., Hwang, S., Yoon, Y., Seo, H., Lee, J., Yeom, S., Ryu, G., Yang, H., Kim, S., Sul, O. & Lee, S.-B. (2019). Highly Sensitive Tactile Shear Sensor Using Spatially Digitized Contact Electrodes. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(6), 1300. doi : 10.3390/s19061300.

- Choi, M., Humar, M., Kim, S. & Yun, S.-H. (2015). Step-Index Optical Fiber Made of Biocompatible Hydrogels. *Advanced Materials*, 27(27), 4081–4086. doi : <https://doi.org/10.1002/adma.201501603>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.201501603>.
- Cluzel, B. & De Fornel, F. (2022). Frustrated total internal reflection : the Newton experiment revisited. *Photoniques*, (116), 32–37. ISBN : 1629-4475 Publisher : EDP Sciences.
- Correia, R., James, S., Lee, S.-W., Morgan, S. P. & Korposh, S. (2018). Biomedical application of optical fibre sensors. *Journal of Optics*, 20(7), 073003. doi : 10.1088/2040-8986/aac68d. Publisher : IOP Publishing.
- Cruz-Félix, A. S., Santiago-Alvarado, A., Márquez-García, J. & González-García, J. (2019). PDMS samples characterization with variations of synthesis parameters for tunable optics applications. *Heliyon*, 5(12). doi : 10.1016/j.heliyon.2019.e03064. Publisher : Elsevier.
- Dai, H. & Thostenson, E. T. (2019). Large-Area Carbon Nanotube-Based Flexible Composites for Ultra-Wide Range Pressure Sensing and Spatial Pressure Mapping. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 11(51), 48370–48380. doi : 10.1021/acsami.9b17100. Publisher : American Chemical Society.
- Doloff, J. C., Veisheh, O., de Mezerville, R., Sforza, M., Perry, T. A., Haupt, J., Jamiel, M., Chambers, C., Nash, A., Aghlara-Fotovvat, S., Stelzel, J. L., Bauer, S. J., Neshat, S. Y., Hancock, J., Romero, N. A., Hidalgo, Y. E., Leiva, I. M., Munhoz, A. M., Bayat, A., Kinney, B. M., Hodges, H. C., Miranda, R. N., Clemens, M. W. & Langer, R. (2021). The surface topography of silicone breast implants mediates the foreign body response in mice, rabbits and humans. *Nature Biomedical Engineering*, 5(10), 1115–1130. doi : 10.1038/s41551-021-00739-4.
- Donnat, N. (2013). ISC soins de plaies.
- Elmanovich, I. V., Sizov, V. E., Zefirov, V. V., Kalinina, A. A., Gallyamov, M. O., Papkov, V. S. & Muzafarov, A. M. (2022). Chemical Recycling of High-Molecular-Weight Organosilicon Compounds in Supercritical Fluids. *Polymers*, 14(23). doi : 10.3390/polym14235170.
- Ersen, A. & Sahin, M. (2017). Polydimethylsiloxane-based optical waveguides for tetherless powering of floating microstimulators. *Journal of Biomedical Optics*, 22(5), 055005. doi : 10.1117/1.JBO.22.5.055005. Publisher : SPIE.

- Facchinello, Y., Wagnac, E., Ung, B., Petit, Y., Pradhan, P., Peyrache, L.-M. & Mac-Thiong, J.-M. (2017a). Instrumented spinal cord surrogate using optical fiber : Role of the fiber's location. *2017 13th IASTED International Conference on Biomedical Engineering (BioMed)*, pp. 229–232.
- Facchinello, Y., Wagnac, , Ung, B., Petit, Y., Pradhan, P., Peyrache, L.-M. & Mac-Thiong, J.-M. (2017b). Development of an instrumented spinal cord surrogate using optical fibers : A feasibility study. *Medical Engineering & Physics*, 48, 212–216. doi : <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.06.033>.
- Farooq, M., Iqbal, T., Vazquez, P., Farid, N., Thamphi, S., Wijns, W. & Shahzad, A. (2020). Thin-Film Flexible Wireless Pressure Sensor for Continuous Pressure Monitoring in Medical Applications. *Sensors*, 20(22). doi : 10.3390/s20226653.
- Feltrin, E. (2013). *Surfaces PDMS structurées et/ou décorées par des nanoparticules : vers des propriétés optiques et de mouillage modulables*. (Thèse de doctorat, Université Sciences et Technologies-Bordeaux I).
- Fong, D. T.-P., Chan, Y.-Y., Hong, Y., Yung, P. S.-H., Fung, K.-Y. & Chan, K.-M. (2008). A three-pressure-sensor (3PS) system for monitoring ankle supination torque during sport motions. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2562–2566. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.035>.
- Fujii, A. & Murao, K. (2021). User Identification Method based on Head Shape Using Pressure Sensors Embedded in a Helmet. *Journal of Information Processing*, 29, 610–619. doi : 10.2197/ipsjjip.29.610.
- Führer, M. J., Garber, S. L., Rintala, D. H., Clearman, R. & Hart, K. A. (1993). Pressure Ulcers in Community-Resident Persons With Spinal Cord Injury : Prevalence and Risk Factors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(11), 1172–1177. doi : [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(23\)00010-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(23)00010-2).
- Gaudière, F., Masson, I., Morin-Grognet, S., Thoumire, O., Vannier, J.-P., Atmani, H., Ladam, G. & Labat, B. (2012). Mechano-chemical control of cell behaviour by elastomer templates coated with biomimetic Layer-by-Layer nanofilms. *Soft Matter*, 8(32), 8327–8337. Publisher : Royal Society of Chemistry.
- Gokhale, Vaibhav V., Marko, Carl, Alam, Tanjimul, Chaudhari, Prathamesh & Tovar, Andres. (2016). Design of an Advanced Layered Composite for Energy Dissipation using a 3D-Lattice of Micro Compliant Mechanism. *SAE 2016 World Congress and Exhibition*. doi : <https://doi.org/10.4271/2016-01-1538>.

- Goutnik, M., Goeckeritz, J., Sabetta, Z., Curry, T., Willman, M., Willman, J., Currier Thomas, T. & Lucke-Wold, B. (2022). Neurotrauma Prevention Review : Improving Helmet Design and Implementation. *Biomechanics*, 2(4), 500–512. doi : 10.3390/biomechanics2040039.
- Graiver, D., Farminer, K. W. & Narayan, R. (2003). A Review of the Fate and Effects of Silicones in the Environment. *Journal of Polymers and the Environment*, 11(4), 129–136. doi : 10.1023/A:1026056129717.
- Grassie, N. & Macfarlane, I. G. (1978). The thermal degradation of polysiloxanes—I. Poly(dimethylsiloxane). *European Polymer Journal*, 14(11), 875–884. doi : [https://doi.org/10.1016/0014-3057\(78\)90084-8](https://doi.org/10.1016/0014-3057(78)90084-8).
- Grimes, C. A., Ong, K. G., Loiselle, K., Stoyanov, P. G., Kouzoudis, D., Liu, Y., Tong, C. & Tefiku, F. (1999). Magnetoelastic sensors for remote query environmental monitoring. *Smart Materials and Structures*, 8(5), 639. doi : 10.1088/0964-1726/8/5/314.
- Guo, J., Niu, M. & Yang, C. (2017). Highly flexible and stretchable optical strain sensing for human motion detection. *Optica*, 4(10), 1285–1288. doi : 10.1364/OPTICA.4.001285. Publisher : Optica Publishing Group.
- Guo, J., Yang, C., Dai, Q. & Kong, L. (2019a). Soft and Stretchable Polymeric Optical Waveguide-Based Sensors for Wearable and Biomedical Applications. *Sensors*, 19(17). doi : 10.3390/s19173771.
- Guo, J., Zhao, K., Zhou, B., Ning, W., Jiang, K., Yang, C., Kong, L. & Dai, Q. (2019b). Wearable and Skin-Mountable Fiber-Optic Strain Sensors Interrogated by a Free-Running, Dual-Comb Fiber Laser. *Advanced Optical Materials*, 7(12), 1900086. doi : <https://doi.org/10.1002/adom.201900086>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adom.201900086>.
- Guo, J., Zhou, B., Yang, C., Dai, Q. & Kong, L. (2019c). Stretchable and Temperature-Sensitive Polymer Optical Fibers for Wearable Health Monitoring. *Advanced Functional Materials*, 29(33), 1902898. doi : <https://doi.org/10.1002/adfm.201902898>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adfm.201902898>.
- Guo, L., Wu, G., Wang, Q., Li, T., Yao, B., Zou, Y. & Xu, M. (2023a). Advances in triboelectric pressure sensors. *Sensors and Actuators A : Physical*, 355, 114331. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2023.114331>.
- Guo, W.-T., Tang, X.-G., Tang, Z. & Sun, Q.-J. (2023b). Recent Advances in Polymer Composites for Flexible Pressure Sensors. *Polymers*, 15(9). doi : 10.3390/polym15092176.

- Gupta, S. & Gupta, G. (2025). Development of flexible capacitive pressure sensor with improved sensitivity using microdome and micropyramid polydimethylsiloxane dielectric layers. *AIP Conference Proceedings*, 3253(1), 020008. doi : 10.1063/5.0248348. _eprint : https://pubs.aip.org/aip/acp/article-pdf/doi/10.1063/5.0248348/20368411/020008_1_5.0248348.pdf.
- Gupta, S. & Ichioka, S. (2012). Optimal use of negative pressure wound therapy in treating pressure ulcers. *International Wound Journal*, 9(s1), 8–16. doi : <https://doi.org/10.1111/j.1742-481X.2012.01012.x>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1742-481X.2012.01012.x>.
- Gupta, V., Probst, P. T., Goßler, F. R., Steiner, A. M., Schubert, J., Brasse, Y., König, T. A. & Fery, A. (2019). Mechanotunable surface lattice resonances in the visible optical range by soft lithography templates and directed self-assembly. *ACS applied materials & interfaces*, 11(31), 28189–28196. ISBN : 1944-8244 Publisher : ACS Publications.
- Gürses, A., Açıkyıldız, M., Güneş, K. & Gürses, M. S. (2016). Dyes and Pigments : Their Structure and Properties. Dans *Dyes and Pigments* (pp. 13–29). Cham : Springer International Publishing. doi : 10.1007/978-3-319-33892-7_2.
- Harnett, C. K., Zhao, H. & Shepherd, R. F. (2017). Stretchable Optical Fibers : Threads for Strain-Sensitive Textiles. *Advanced Materials Technologies*, 2(9), 1700087. doi : <https://doi.org/10.1002/admt.201700087>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/admt.201700087>.
- Hatamie, A., Angizi, S., Kumar, S., Pandey, C. M., Simchi, A., Willander, M. & Malhotra, B. D. (2020). Review—Textile Based Chemical and Physical Sensors for Healthcare Monitoring. *Journal of The Electrochemical Society*, 167(3), 037546. doi : 10.1149/1945-7111/ab6827. Publisher : IOP Publishing.
- Hayn, D., Falgenhauer, M., Morak, J., Wipfler, K., Willner, V., Liebhart, W. & Schreier, G. (2015a). An eHealth System for Pressure Ulcer Risk Assessment Based on Accelerometer and Pressure Data. *Journal of Sensors*, 2015(1), 106537. doi : 10.1155/2015/106537. Publisher : John Wiley & Sons, Ltd.
- Hayn, D., Falgenhauer, M., Morak, J., Wipfler, K., Willner, V., Liebhart, W. & Schreier, G. (2015b). An eHealth System for Pressure Ulcer Risk Assessment Based on Accelerometer and Pressure Data. *Journal of Sensors*, 2015, 106537. doi : 10.1155/2015/106537. Publisher : Hindawi Publishing Corporation.
- Hobbs, E. J., Keplinger, M. L. & Calandra, J. C. (1975). Toxicity of polydimethylsiloxanes in certain environmental systems. *Environmental Research*, 10(3), 397–406. doi : [https://doi.org/10.1016/0013-9351\(75\)90035-3](https://doi.org/10.1016/0013-9351(75)90035-3).

- Holleczeck, T., Rüegg, A., Harms, H. & Tröster, G. (2010). Textile pressure sensors for sports applications. *SENSORS, 2010 IEEE*, pp. 732–737. doi : 10.1109/ICSENS.2010.5690041.
- Homayounfar, S. Z. & Andrew, T. L. (2020). Wearable Sensors for Monitoring Human Motion : A Review on Mechanisms, Materials, and Challenges. *SLAS Technol*, 25(1), 9–24. doi : 10.1177/2472630319891128.
- Hopf, R., Bernardi, L., Menze, J., Zündel, M., Mazza, E. & Ehret, A. E. (2016). Experimental and theoretical analyses of the age-dependent large-strain behavior of Sylgard 184 (10 :1) silicone elastomer. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 425–437. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.02.022>.
- Hoshizaki, T. B., Post, A., Oeur, R. A. & Brien, S. E. (2014). Current and Future Concepts in Helmet and Sports Injury Prevention. *Neurosurgery*, 75. Répéré à https://journals.lww.com/neurosurgery/fulltext/2014/10001/current_and_future_concepts_in_helmet_and_sports.15.aspx.
- Huang, J., Zhou, Z., Zhang, D. & Wei, Q. (2013). A Fiber Bragg Grating Pressure Sensor and Its Application to Pipeline Leakage Detection. *Advances in Mechanical Engineering*, 5, 590451. doi : 10.1155/2013/590451. _eprint : <https://doi.org/10.1155/2013/590451>.
- Huang, Q., Jiang, Y., Duan, Z., Wu, Y., Yuan, Z., Zhang, M. & Tai, H. (2024). Ion gradient induced self-powered flexible pressure sensor. *Chemical Engineering Journal*, 490, 151660. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cej.2024.151660>.
- Huang, Y., Fan, X., Chen, S.-C. & Zhao, N. (2019). Emerging Technologies of Flexible Pressure Sensors : Materials, Modeling, Devices, and Manufacturing. *Advanced Functional Materials*, 29(12), 1808509. doi : <https://doi.org/10.1002/adfm.201808509>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adfm.201808509>.
- James, S. W. & Tatam, R. P. (2003). Optical fibre long-period grating sensors : characteristics and application. *Measurement Science and Technology*, 14(5), R49. doi : 10.1088/0957-0233/14/5/201.
- Jamil, B. & Choi, Y. (2021). Soft Optical Waveguide Sensors Tuned by Reflective Pigmentation for Robotic Applications. *The Journal of Korea Robotics Society*, 16(1), 1–11. ISBN : 1975-6291 Publisher : Korea Robotics Society.
- Jiang, C.-S., Lv, R.-Y., Zou, Y.-L. & Peng, H.-L. (2024). Flexible pressure sensor with wide pressure range based on 3D microporous PDMS/MWCNTs for human motion detection. *Microelectronic Engineering*, 283, 112105. doi : <https://doi.org/10.1016/j.mee.2023.112105>.

- Jin, Y., Xue, S. & He, Y. (2025). Flexible Pressure Sensors Enhanced by 3D-Printed Microstructures. *Advanced Materials*, n/a(n/a), 2500076. doi : 10.1002/adma.202500076. Publisher : John Wiley & Sons, Ltd.
- Kaiqiang, W. & Xingyang, L. (2020). Wearable pressure sensor for athletes' full-range motion signal monitoring. *Materials Research Express*, 7(10), 105003. doi : 10.1088/2053-1591/abbbcc. Publisher : IOP Publishing.
- Kant, M. B., Shinde, S. D., Bodas, D., Patil, K. R., Sathe, V. G., Adhi, K. P. & Gosavi, S. W. (2014). Surface studies on benzophenone doped PDMS microstructures fabricated using KrF excimer laser direct write lithography. *Applied Surface Science*, 314, 292–300. doi : <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2014.06.054>.
- Kasap, S. (2013). Optoelectronics and Photonics. Pearson Education : London, UK, 2013.
- Khan, S., Ali, S. & Bermak, A. (2019). Recent Developments in Printing Flexible and Wearable Sensing Electronics for Healthcare Applications. *Sensors*, 19(5). doi : 10.3390/s19051230.
- Kim, T. A., Robb, M. J., Moore, J. S., White, S. R. & Sottos, N. R. (2018). Mechanical Reactivity of Two Different Spiropyran Mechanophores in Polydimethylsiloxane. *Macromolecules*, 51(22), 9177–9183. doi : 10.1021/acs.macromol.8b01919. Publisher : American Chemical Society.
- Kogelnik, H. (1988). Theory of Optical Waveguides. Dans Tamir, T. (Éd.), *Guided-Wave Optoelectronics* (pp. 7–88). Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg. doi : 10.1007/978-3-642-97074-0_2.
- Kookootsedes, G. J., Reese, H. H., Gutek & Pretzer, G. H. (1987). Touch position sensitive optical waveguides. *Google Patents*, 4(701017).
- Kruger, E. A., Pires, M., Ngann, Y., Sterling, M. & Rubayi, S. (2013). Comprehensive management of pressure ulcers in spinal cord injury : Current concepts and future trends. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 36(6), 572–585. doi : 10.1179/2045772313Y.0000000093. Publisher : Taylor & Francis.
- Kumar, S. S. & Pant, B. D. (2014). Design principles and considerations for the 'ideal' silicon piezoresistive pressure sensor : a focused review. *Microsystem Technologies*, 20(7), 1213–1247. doi : 10.1007/s00542-014-2215-7.
- Lagakos, N., Schnaus, E., Cole, J., Jarzynski, J. & Bucaro, J. (1982). Optimizing Fiber Coatings for Interferometric Acoustic Sensors. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 30(4), 529–535. doi : 10.1109/TMTT.1982.1131094.

- Leal-Junior, A., Avellar, L., Biazi, V., Soares, M. S., Frizera, A. & Marques, C. (2022). Multifunctional flexible optical waveguide sensor : on the bioinspiration for ultrasensitive sensors development. *Opto-Electronic Advances*, 5(10), 210098–1–210098–11. doi : 10.29026/oea.2022.210098.
- Leber, A., Cholst, B., Sandt, J., Vogel, N. & Kolle, M. (2019). Stretchable Thermoplastic Elastomer Optical Fibers for Sensing of Extreme Deformations. *Advanced Functional Materials*, 29(5), 1802629. doi : <https://doi.org/10.1002/adfm.201802629>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adfm.201802629>.
- Lee, S.-J., Sung, Y.-G., Kesavan, S. & Kim, C.-L. (2024). Development of highly sensitive/durable porous carbon nanotube–polydimethylsiloxane sponge electrode for wearable human motion monitoring sensor. *New Journal of Chemistry*, 48(5), 2146–2154. Publisher : Royal Society of Chemistry.
- Lei, H., Chen, Y., Gao, Z., Wen, Z. & Sun, X. (2021). Advances in self-powered triboelectric pressure sensors. *J. Mater. Chem. A*, 9(36), 20100–20130. doi : 10.1039/D1TA03505C. Publisher : The Royal Society of Chemistry.
- Lei, K. F., Lee, K.-F. & Lee, M.-Y. (2012). Development of a flexible PDMS capacitive pressure sensor for plantar pressure measurement. *Microelectronic Engineering*, 99, 1–5. doi : <https://doi.org/10.1016/j.mee.2012.06.005>.
- Li. (2024). Wearable flexible pressure sensors : an intriguing design towards microstructural functionalization. *Journal of Materials Chemistry C*, 12(12). doi : 10.1039/D3TA05568J.
- Li, H., Wu, K., Xu, Z., Wang, Z., Meng, Y. & Li, L. (2018a). Ultrahigh-Sensitivity Piezoresistive Pressure Sensors for Detection of Tiny Pressure. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 10(24), 20826–20834. doi : 10.1021/acsami.8b03639. Publisher : American Chemical Society.
- Li, J., Bao, R., Tao, J., Peng, Y. & Pan, C. (2018b). Recent progress in flexible pressure sensor arrays : from design to applications. *J. Mater. Chem. C*, 6(44), 11878–11892. doi : 10.1039/C8TC02946F. Publisher : The Royal Society of Chemistry.
- Li, K., Li, H., Zhang, Y., Wu, Y. & Zhu, L. (2022). Long chirped fiber grating pressure tactile sensing. *Optical Fiber Technology*, 72, 102939. doi : <https://doi.org/10.1016/j.yofte.2022.102939>.

- Li, L., Zheng, J., Chen, J., Luo, Z., Su, Y., Tang, W., Gao, X., Li, Y., Cao, C., Liu, Q., Kang, X., Wang, L. & Li, H. (2020a). Flexible Pressure Sensors for Biomedical Applications : From Ex Vivo to In Vivo. *Advanced Materials Interfaces*, 7(17), 2000743. doi : <https://doi.org/10.1002/admi.202000743>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/admi.202000743>.
- Li, L., Yang, C., Wang, Z., Xiao, K. & Min, R. (2024). Stretchable polymer optical fiber embedded in the mattress for respiratory and heart rate monitoring. *Optics & Laser Technology*, 171, 110356. doi : <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2023.110356>.
- Li, M., Zang, H., Long, J., Sun, S. & Zhang, Y. (2025). Flexible Pressure Sensors Based on Polyvinylidene Fluoride : A Critical Review. *Materials*, 18(3). doi : 10.3390/ma18030615.
- Li, R., Zhou, Q., Bi, Y., Cao, S., Xia, X., Yang, A., Li, S. & Xiao, X. (2021). Research progress of flexible capacitive pressure sensor for sensitivity enhancement approaches. *Sensors and Actuators A : Physical*, 321, 112425. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112425>.
- Li, X., Zhang, H., Qian, C., Ou, Y., Shen, R. & Xiao, H. (2020b). A new type of structure of optical fiber pressure sensor based on polarization modulation. *Optics and Lasers in Engineering*, 130, 106095. doi : <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2020.106095>.
- Lieberman, R., Blyler, L. & Cohen, L. (1990). A distributed fiber optic sensor based on cladding fluorescence. *Journal of Lightwave Technology*, 8(2), 212–220. doi : 10.1109/50.47873.
- Lisensky, G. C., Campbell, D. J., Beckman, K. J., Calderon, C. E., Doolan, P. W., Ottosen, R. M. & Ellis, A. B. (1999). Replication and Compression of Surface Structures with Polydimethylsiloxane Elastomer. *Journal of Chemical Education*, 76(4), 537. doi : 10.1021/ed076p537. Publisher : American Chemical Society.
- Lu, H., He, B. & Gao, B. (2021). Emerging electrochemical sensors for life healthcare. *Engineered Regeneration*, 2, 175–181. doi : <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2021.12.002>.
- Lötters, J. C., Olthuis, W., Veltink, P. H. & Bergveld, P. (1997). The mechanical properties of the rubber elastic polymer polydimethylsiloxane for sensor applications. *Journal of micromechanics and microengineering*, 7(3), 145. ISBN : 0960-1317 Publisher : IOP Publishing.

- Ma, H., Jen, A.-Y. & Dalton, L. (2002). Polymer-Based Optical Waveguides : Materials, Processing, and Devices. *Advanced Materials*, 14(19), 1339–1365. doi : [https://doi.org/10.1002/1521-4095\(20021002\)14:19<1339::AID-ADMA1339>3.0.CO;2-O](https://doi.org/10.1002/1521-4095(20021002)14:19<1339::AID-ADMA1339>3.0.CO;2-O).
eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/1521-4095%2820021002%2914%3A19%3C1339%3A%3AAID-ADMA1339%3E3.0.CO%3B2-O>.
- Ma, Y., Ouyang, J., Raza, T., Li, P., Jian, A., Li, Z., Liu, H., Chen, M., Zhang, X., Qu, L., Tian, M. & Tao, G. (2021). Flexible all-textile dual tactile-tension sensors for monitoring athletic motion during taekwondo. *Nano Energy*, 85, 105941. doi : <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2021.105941>.
- Mahato, K. & Wang, J. (2021). Electrochemical sensors : From the bench to the skin. *Sensors and Actuators B : Chemical*, 344, 130178. doi : <https://doi.org/10.1016/j.snb.2021.130178>.
- Mahato, R., Masiul Islam, S., Maurya, R. K., Kumar, S., Purohit, G. & Singh, S. (2024). Flexible piezo-resistive strain sensors using all-polydimethylsiloxane based hybrid nanocomposites for wearable electronics. *Phys. Chem. Chem. Phys.*, 26(1), 95–104. doi : 10.1039/D3CP04158A. Publisher : The Royal Society of Chemistry.
- Marciniak, L., Woźny, P., Szymczak, M. & Runowski, M. (2024). Optical pressure sensors for luminescence manometry : Classification, development status, and challenges. *Coordination Chemistry Reviews*, 507, 215770. doi : <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2024.215770>.
- Marcuse, D. (2013). *Theory of dielectric optical waveguides*. Elsevier.
- Margolis, D. J. (1995). Definition of a Pressure Ulcer. *Advances in Skin & Wound Care*, 8(4). Repéré à https://journals.lww.com/aswcjournal/fulltext/1995/07000/definition_of_a_pressure_ulcer.11.aspx.
- Mark, J. E., Schaefer, D. W. & Lin, G. (2015). *The polysiloxanes*. Oxford University Press.
- Masihi, S., Panahi, M., Maddipatla, D., Hanson, A. J., Bose, A. K., Hajian, S., Palaniappan, V., Narakathu, B. B., Bazuin, B. J. & Atashbar, M. Z. (2021). Highly Sensitive Porous PDMS-Based Capacitive Pressure Sensors Fabricated on Fabric Platform for Wearable Applications. *ACS Sensors*, 6(3), 938–949. doi : 10.1021/acssensors.0c02122. Publisher : American Chemical Society.
- Matar, G. (2020). *Unobtrusive sleep monitoring using bed-sheet pressure sensors*. (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure).

- Mathew, S. & Chintagumpala, K. (2025). A review of recent progress in flexible capacitance pressure sensors : materials design, printing methods, and applications. *Advanced Composites and Hybrid Materials*, 8(3), 236. doi : 10.1007/s42114-025-01304-2.
- Mazurek, P., Vudayagiri, S. & Skov, A. L. (2019). How to tailor flexible silicone elastomers with mechanical integrity : A tutorial review. *Chemical Society Reviews*, 48(6), 1448–1464. Publisher : Royal Society of Chemistry.
- Mekhtiev, A. D., Yurchenko, A. V., Neshina, E. G., Al’kina, A. D. & Madi, P. S. (2020). Physical Principles of Developing Pressure Sensors Using Refractive Index Changes in Optical Fiber Microbending. *Russian Physics Journal*, 63(2), 323–331. doi : 10.1007/s11182-020-02038-y.
- Meng, K., Xiao, X., Wei, W., Chen, G., Nashalian, A., Shen, S., Xiao, X. & Chen, J. (2022). Wearable Pressure Sensors for Pulse Wave Monitoring. *Advanced Materials*, 34(21), 2109357. doi : <https://doi.org/10.1002/adma.202109357>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.202109357>.
- Mervis, J. S. & Phillips, T. J. (2019). Pressure ulcers : Pathophysiology, epidemiology, risk factors, and presentation. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 81(4), 881–890. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2018.12.069>.
- Meti, S., Balavald, K. B. & Sheepparmatti, B. G. (2016). MEMS piezoresistive pressure sensor : a survey. *International Journal of Engineering Research and Applications*, 6(4), 23–31.
- Miller, A. T., Safranski, D. L., Smith, K. E., Guldborg, R. E. & Gall, K. (2016). Compressive cyclic ratcheting and fatigue of synthetic, soft biomedical polymers in solution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 54, 268–282. doi : <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.09.034>.
- Miranda, I., Souza, A., Sousa, P., Ribeiro, J., Castanheira, E. M. S., Lima, R. & Minas, G. (2022). Properties and Applications of PDMS for Biomedical Engineering : A Review. *Journal of Functional Biomaterials*, 13(1). doi : 10.3390/jfb13010002.
- Mishra, R. B., El-Atab, N., Hussain, A. M. & Hussain, M. M. (2021a). Recent Progress on Flexible Capacitive Pressure Sensors : From Design and Materials to Applications. *Advanced Materials Technologies*, 6(4), 2001023. doi : <https://doi.org/10.1002/admt.202001023>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/admt.202001023>.
- Mishra, S. K., Mac-Thiong, J. M., Wagnac, , Petit, Y. & Ung, B. (2021b). A Sensitive and Fast Fiber Bragg Grating-Based Investigation of the Biomechanical Dynamics of In Vitro Spinal Cord Injuries. *Sensors (Basel)*, 21(5). doi : 10.3390/s21051671.

- Mishra, S., Mohanty, S. & Ramadoss, A. (2022). Functionality of Flexible Pressure Sensors in Cardiovascular Health Monitoring : A Review. *ACS Sensors*, 7(9), 2495–2520. doi : 10.1021/acssensors.2c00942. Publisher : American Chemical Society.
- Missinne, J., Kalathimekkad, S., Hoe, B. V., Bosman, E., Vanfleteren, J. & Steenberge, G. V. (2014). Stretchable optical waveguides. *Opt. Express*, 22(4), 4168–4179. doi : 10.1364/OE.22.004168.
- Mohd Rasli, M. K. A., Madzhi, N. K. & Johari, J. (2013). Smart helmet with sensors for accident prevention. *2013 International Conference on Electrical, Electronics and System Engineering (ICEESE)*, pp. 21–26. doi : 10.1109/ICEESE.2013.6895036.
- Müller, A., Wapler, M. C. & Wallrabe, U. (2019). A quick and accurate method to determine the Poisson's ratio and the coefficient of thermal expansion of PDMS. *Soft Matter*, 15(4), 779–784. Publisher : Royal Society of Chemistry.
- Nascimento, L. M. S. d., Bonfati, L. V., Freitas, M. L. B., Mendes Junior, J. J. A., Siqueira, H. V. & Stevan, S. L. (2020). Sensors and Systems for Physical Rehabilitation and Health Monitoring—A Review. *Sensors*, 20(15). doi : 10.3390/s20154063.
- Nasiri, S. & Khosravani, M. R. (2020). Progress and challenges in fabrication of wearable sensors for health monitoring. *Sensors and Actuators A : Physical*, 312, 112105. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112105>.
- Nemoto, S. (1992). Measurement of the refractive index of liquid using laser beam displacement. *Applied Optics*, 31(31), 6690–6694. doi : 10.1364/AO.31.006690.
- Okamoto, K. (2021). *Fundamentals of optical waveguides*. Elsevier.
- Oliveira, R., Sousa, L. M., Rocha, A. M., Nogueira, R. & Bilro, L. (2021). UV Inscription and Pressure Induced Long-Period Gratings through 3D Printed Amplitude Masks. *Sensors*, 21(6). doi : 10.3390/s21061977.
- Owings, T. M., Apelqvist, J., Stenström, A., Becker, M., Bus, S. A., Kalpen, A., Ulbrecht, J. S. & Cavanagh, P. R. (2009). Plantar pressures in diabetic patients with foot ulcers which have remained healed. *Diabetic Medicine*, 26(11), 1141–1146. doi : <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.2009.02835.x>.
- Pan, L., Xie, Y., Yang, H., Li, M., Bao, X., Shang, J. & Li, R.-W. (2023). Flexible Magnetic Sensors. *Sensors*, 23(8). doi : 10.3390/s23084083.

- Panusa, G., Pu, Y., Wang, J., Moser, C. & Psaltis, D. (2020). Fabrication of Sub-Micron Polymer Waveguides through Two-Photon Polymerization in Polydimethylsiloxane. *Polymers*, 12(11). doi : 10.3390/polym12112485.
- Park, S. W., Das, P. S., Chhetry, A. & Park, J. Y. (2017). A Flexible Capacitive Pressure Sensor for Wearable Respiration Monitoring System. *IEEE Sensors Journal*, 17(20), 6558–6564. doi : 10.1109/JSEN.2017.2749233.
- Patel, D. K., Sakhaei, A. H., Layani, M., Zhang, B., Ge, Q. & Magdassi, S. (2017). Highly stretchable and UV curable elastomers for digital light processing based 3D printing. *Advanced Materials*, 29(15), 1606000. ISBN : 0935-9648.
- Patrick, H. J., Chang, C. C. & Vohra, S. T. (1998). Long period fibre gratings for structural bend sensing. *Electronics Letters*, 34(18), 1773–1775. doi : 10.1049/el:19981237. _eprint : <https://digital-library.theiet.org/doi/pdf/10.1049/el%3A19981237>.
- Pereira, S., Simoes, R., Fonseca, J., Carvalho, R. & Almeida, J. (2020). Design and development of an embedded sensors matrix for pressure mapping and monitoring applications. *Microprocessors and Microsystems*, 74, 103004. doi : <https://doi.org/10.1016/j.micpro.2020.103004>.
- Perel'man, M. E. (2009). Theory of frustrated total internal reflection : Superluminal singularities of optical waveguides. *Physics Letters A*, 373(6), 648–652. doi : <https://doi.org/10.1016/j.physleta.2008.12.021>.
- Pierre Claver, U. & Zhao, G. (2021). Recent Progress in Flexible Pressure Sensors Based Electronic Skin. *Advanced Engineering Materials*, 23(5), 2001187. doi : <https://doi.org/10.1002/adem.202001187>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adem.202001187>.
- Pinet, (2011). Pressure measurement with fiber-optic sensors : commercial technologies and applications. *21st International Conference on Optical Fiber Sensors*, 7753, 775304. doi : 10.1117/12.895536.
- Powell, J. W. & Dompier, T. P. (2004). The role of the helmet in the prevention of traumatic brain injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 3(1), 20–24. doi : 10.1007/s11932-004-0041-x.
- Prajzler, V., Neruda, M. & Nekvindová, P. (2018). Flexible multimode polydimethyl-diphenylsiloxane optical planar waveguides. *Journal of Materials Science : Materials in Electronics*, 29(7), 5878–5884. doi : 10.1007/s10854-018-8560-z.
- Pritchard, R. H., Lava, P., Debruyne, D. & Terentjev, E. M. (2013). Precise determination of the Poisson ratio in soft materials with 2D digital image correlation. *Soft Matter*, 9(26), 6037–6045. Publisher : Royal Society of Chemistry.

- Puers, R. (1993). Capacitive sensors : When and how to use them. *Sensors and Actuators A : Physical*, 37-38, 93–105. doi : [https://doi.org/10.1016/0924-4247\(93\)80019-D](https://doi.org/10.1016/0924-4247(93)80019-D).
- Pérez-Calixto, D., Zamarrón-Hernández, D., Cruz-Ramírez, A., Hautefeuille, M., Hernández-Cordero, J., Velázquez, V. & Grether, M. (2017). Fabrication of large all-PDMS micropatterned waveguides for lab on chip integration using a rapid prototyping technique. *Opt. Mater. Express*, 7(4), 1343–1350. doi : 10.1364/OME.7.001343. Publisher : Optica Publishing Group.
- Rahnavardy, K., Arya, V., Wang, A. & Weiss, J. M. (1997). Investigation and application of the frustrated-total-internal-reflection phenomenon in optical fibers. *Appl. Opt.*, 36(10), 2183–2187. doi : 10.1364/AO.36.002183. Publisher : Optica Publishing Group.
- Ramuz, M., Tee, B. C.-K., Tok, J. B.-H. & Bao, Z. (2012). Transparent, Optical, Pressure-Sensitive Artificial Skin for Large-Area Stretchable Electronics. *Advanced Materials*, 24(24), 3223–3227. doi : <https://doi.org/10.1002/adma.201200523>.
- Raza, T., Tufail, M. K., Ali, A., Boakye, A., Qi, X., Ma, Y., Ali, A., Qu, L. & Tian, M. (2022). Wearable and Flexible Multifunctional Sensor Based on Laser-Induced Graphene for the Sports Monitoring System. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 14(48), 54170–54181. doi : 10.1021/acsami.2c14847. Publisher : American Chemical Society.
- Regan, M. A., Teasell, R. W., Wolfe, D. L., Keast, D., Mortenson, W. B. & Aubut, J.-A. L. (2009). A Systematic Review of Therapeutic Interventions for Pressure Ulcers After Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(2), 213–231. doi : <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.08.212>.
- Roriz, P., Frazão, O., Lobo-Ribeiro, A. B., Santos, J. L. & Simoes, J. A. (2013). Review of fiber-optic pressure sensors for biomedical and biomechanical applications. *Journal of Biomedical Optics*, 18(5), 050903. doi : 10.1117/1.JBO.18.5.050903. Publisher : SPIE.
- Roychowdhury, T. (2018). Polydimethylsiloxane : Optical properties from 191 to 1688nm (0.735–6.491eV) of the liquid material by spectroscopic ellipsometry. *Surface Science Spectra*, 25(2). doi : 10.1116/1.5046735.
- Rum, L., Sten, O., Vendrame, E., Belluscio, V., Camomilla, V., Vannozzi, G., Truppa, L., Notarantonio, M., Sciarra, T., Lazich, A., Mannini, A. & Bergamini, E. (2021). Wearable Sensors in Sports for Persons with Disability : A Systematic Review. *Sensors*, 21(5). doi : 10.3390/s21051858.

- Ruth, S. R. A., Feig, V. R., Tran, H. & Bao, Z. (2020). Microengineering Pressure Sensor Active Layers for Improved Performance. *Advanced Functional Materials*, 30(39), 2003491. doi : <https://doi.org/10.1002/adfm.202003491>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adfm.202003491>.
- Ryabchun, A., Sakhno, O. & Wegener, M. (2016a). Conventional elastomers doped with benzophenone derivatives as effective media for all-optical fabrication of tunable diffraction elements. *RSC Adv.*, 6(57), 51791–51800. doi : 10.1039/C6RA10918G. Publisher : The Royal Society of Chemistry.
- Ryabchun, A., Wegener, M., Gritsai, Y. & Sakhno, O. (2016b). Novel Effective Approach for the Fabrication of PDMS-Based Elastic Volume Gratings. *Advanced Optical Materials*, 4(1), 169–176. doi : <https://doi.org/10.1002/adom.201500351>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adom.201500351>.
- Saenz-Cogollo, J. F., Pau, M., Fraboni, B. & Bonfiglio, A. (2016). Pressure Mapping Mat for Tele-Home Care Applications. *Sensors*, 16(3). doi : 10.3390/s16030365.
- Samy, R., Glawdel, T. & Ren, C. L. (2008). Method for Microfluidic Whole-Chip Temperature Measurement Using Thin-Film Poly(dimethylsiloxane)/Rhodamine B. *Analytical Chemistry*, 80(2), 369–375. doi : 10.1021/ac071268c. Publisher : American Chemical Society.
- Sandt, J. D., Moudio, M., Clark, J. K., Hardin, J., Argenti, C., Carty, M., Lewis, J. A. & Kolle, M. (2018). Stretchable Optomechanical Fiber Sensors for Pressure Determination in Compressive Medical Textiles. *Advanced Healthcare Materials*, 7(15), 1800293. doi : <https://doi.org/10.1002/adhm.201800293>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adhm.201800293>.
- Schenato, L., Galtarossa, A., Pasuto, A. & Palmieri, L. (2020). Distributed optical fiber pressure sensors. *Optical Fiber Technology*, 58, 102239. doi : <https://doi.org/10.1016/j.yofte.2020.102239>.
- Schneider, F., Draheim, J., Kamberger, R. & Wallrabe, U. (2009). Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS. *Sensors and Actuators A : Physical*, 151(2), 95–99. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2009.01.026>.
- Schueller, O. J., Zhao, X.-M., Whitesides, G. M., Smith, S. P. & Prentiss, M. (1999). Fabrication of liquid-core waveguides by soft lithography. *Advanced Materials*, 11(1), 37–41.
- Schwartz, G., Tee, B. C.-K., Mei, J., Appleton, A. L., Kim, D. H., Wang, H. & Bao, Z. (2013). Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring. *Nature Communications*, 4(1), 1859. doi : 10.1038/ncomms2832.

- Seghir, R. & Arscott, S. (2015). Extended PDMS stiffness range for flexible systems. *Sensors and Actuators A : Physical*, 230, 33–39. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.04.011>.
- Sengupta, D. & Ung, B. (2019). Simple optical setup for the undergraduate experimental measurement of the refractive indices and attenuation coefficient of liquid samples and characterization of laser beam profile. *Fifteenth Conference on Education and Training in Optics and Photonics : ETOP 2019*, pp. 11143_112. doi : 10.1364/ETOP.2019.11143_112.
- Senturia, S. D. (2001). A piezoresistive pressure sensor. *Microsystem Design*, 469–495. ISBN : 0792372468 Publisher : Springer.
- Seo, H., Hong, Y.-M., Chung, W. G., Park, W., Lee, J., Kim, H. K., Byeon, S. H., Kim, D. W. & Park, J.-U. (2024). Real-time in vivo monitoring of intraocular pressure distribution in the anterior chamber and vitreous chamber for diagnosis of glaucoma. *Science Advances*, 10(6), eadk7805. doi : 10.1126/sciadv.adk7805. _eprint : <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/sciadv.adk7805>.
- Shang, J., Ma, X., Zou, P., Huang, C., Lao, Z., Wang, J., Jiang, T., Fu, Y., Li, J., Zhang, S., Li, R. & Fan, Y. (2025). A flexible catheter-based sensor array for upper airway soft tissues pressure monitoring. *Nature Communications*, 16(1), 287. doi : 10.1038/s41467-024-55088-y.
- Sharfeddin, A., Volinsky, A. A., Mohan, G. & Gallant, N. D. (2015). Comparison of the macroscale and microscale tests for measuring elastic properties of polydimethylsiloxane. *Journal of Applied Polymer Science*, 132(42). doi : <https://doi.org/10.1002/app.42680>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/app.42680>.
- Sharma, K., Morlec, E., Valet, S., Camenzind, M., Weisse, B., Rossi, R. M., Sorin, F. & Boesel, L. F. (2023). Polydimethylsiloxane based soft polymer optical fibers : From the processing-property relationship to pressure sensing applications. *Materials & Design*, 232, 112115. doi : <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112115>.
- Shen, G. (2021). Recent advances of flexible sensors for biomedical applications. *Progress in Natural Science : Materials International*, 31(6), 872–882. doi : <https://doi.org/10.1016/j.pnsc.2021.10.005>.
- Shi, Q., Wang, H., Wang, T. & Lee, C. (2016). Self-powered liquid triboelectric microfluidic sensor for pressure sensing and finger motion monitoring applications. *Nano Energy*, 30, 450–459. doi : <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2016.10.046>.
- Shibata, Y., Nishimura, A., Niwa, S., Osawa, Y. & Uemiya, T. (1988). Optical Sensors. 4, 750–796.

- Shin, B. H., Kim, B. H., Kim, S., Lee, K., Choy, Y. B. & Heo, C. Y. (2018). Silicone breast implant modification review : overcoming capsular contracture. *Bio-materials Research*, 22(1), 37. doi : 10.1186/s40824-018-0147-5. _eprint : <https://spj.science.org/doi/pdf/10.1186/s40824-018-0147-5>.
- Siegmund, G. P., Guskiewicz, K. M., Marshall, S. W., DeMarco, A. L. & Bonin, S. J. (2014). A Headform for Testing Helmet and Mouthguard Sensors that Measure Head Impact Severity in Football Players. *Annals of Biomedical Engineering*, 42(9), 1834–1845. doi : 10.1007/s10439-014-1052-2.
- Singh, O. & Behera, B. K. (2023). Review : a developmental perspective on protective helmets. *Journal of Materials Science*, 58(15), 6444–6473. doi : 10.1007/s10853-023-08441-3.
- Song, R., Cho, S., Khan, S., Park, I. & Gao, W. Lighting the Path to Precision Healthcare : Advances and Applications of Wearable Photonic Sensors. *Advanced Materials*, n/a(n/a), 2419161. doi : <https://doi.org/10.1002/adma.202419161>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adma.202419161>.
- Stevens, C., Powell, D. E., Mäkelä, P. & Karman, C. (2001). Fate and Effects of Polydimethylsiloxane (PDMS) in Marine Environments. *Marine Pollution Bulletin*, 42(7), 536–543. doi : [https://doi.org/10.1016/S0025-326X\(00\)00229-0](https://doi.org/10.1016/S0025-326X(00)00229-0).
- Su, K., Jon V. DeGroot, J., Norris, A. W. & Lo, P. Y. (2006). Siloxane materials for optical applications. *ICO20 : Materials and Nanostructures*, 6029, 60291C. doi : 10.1117/12.667752.
- Suhr, W. (2012). Gaining insight into antibubbles via frustrated total internal reflection. *European Journal of Physics*, 33(2), 443. doi : 10.1088/0143-0807/33/2/443. Publisher : IOP Publishing.
- Surapaneni, R., Park, K., Suster, M., Young, D. & Mastrangelo, C. (2011). A highly sensitive flexible pressure and shear sensor array for measurement of ground reactions in pedestrian navigation. *2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, 906–909. doi : 10.1109/TRANSDUCERS.2011.5969166.
- Swatowski, B. W., Hyer, M. G., Shepherd, D. A., Weidner, W. K. & Degroot Jr, J. V. (2017). Optimization of optical losses in waveguide component manufacturing. *Optical Interconnects XVII*, 10109, 28–36.
- Sáez-Rodríguez, D., Munoz, J. L. C., Johnson, I., Webb, D. J., Large, M. C. J. & Argyros, A. (2009). Long period fibre gratings photoinscribed in a microstructured polymer optical fibre by UV radiation. *Photonic Crystal Fibers III*, 7357, 73570L. doi : 10.1117/12.823292.

- Tan, E. L., DeRouin, A. J. & Ong, K. G. (2012). Magnetoelastic-Harmonic Stress Sensors With Tunable Sensitivity. *IEEE Sensors Journal*, 12(6), 1878–1883. doi : 10.1109/JSEN.2011.2180712.
- Tan, Y., Liu, X., Tang, W., Chen, J., Zhu, Z., Li, L., Zhou, N., Kang, X., Xu, D., Wang, L., Wang, G., Tan, H. & Li, H. (2022). Flexible Pressure Sensors Based on Bionic Microstructures : From Plants to Animals. *Advanced Materials Interfaces*, 9(5), 2101312. doi : 10.1002/admi.202101312. Publisher : John Wiley & Sons, Ltd.
- Tanusha, D. & Badhulika, S. (2024). Comparative analysis of micro patterned PDMS-based piezoresistive pressure sensors with multifunctional strain and health monitoring applications. *Sensors and Actuators A : Physical*, 369, 115139. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2024.115139>.
- To, C., Hellebrekers, T. L. & Park, Y.-L. (2015). Highly stretchable optical sensors for pressure, strain, and curvature measurement. *2015 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS)*, 5898–5903.
- Torgunrud, J. L., Reverón Pérez, A. M., Spitzberg, E. B. & Miller, S. A. (2023). Entropy-Driven Depolymerization of Poly(dimethylsiloxane). *Macromolecules*, 56(10), 3668–3678. doi : 10.1021/acs.macromol.2c02554. Publisher : American Chemical Society.
- Toyama, S., Tanaka, Y., Shirogane, S., Nakamura, T., Umino, T., Uehara, R., Okamoto, T. & Igarashi, H. (2017). Development of wearable sheet-type shear force sensor and measurement system that is insusceptible to temperature and pressure. *Sensors, MDPI*, 17(8), 1752. doi : 10.3390/s17081752.
- Urban, F., Kadlec, J., Vlach, R. & Kuchta, R. (2010). Design of a Pressure Sensor Based on Optical Fiber Bragg Grating Lateral Deformation. *Sensors*, 10(12), 11212–11225. doi : 10.3390/s101211212.
- Valouch, S., Sieber, H., Kettlitz, S., Eschenbaum, C., Hollenbach, U. & Lemmer, U. (2012). Direct fabrication of PDMS waveguides via low-cost DUV irradiation for optical sensing. *Opt. Express*, 20(27), 28855–28861. doi : 10.1364/OE.20.028855. Publisher : Optica Publishing Group.
- Van Nguyen, D., Song, P., Manshahi, F., Bell, J., Chen, J. & Dinh, T. (2025). Advances in Soft Strain and Pressure Sensors. *ACS Nano*, 19(7), 6663–6704. doi : 10.1021/acsnano.4c15134. Publisher : American Chemical Society.

- Venkatachalam, S. & Hourlier, D. (2019). Heat treatment of commercial Polydimethylsiloxane PDMS precursors : Part I. Towards conversion of patternable soft gels into hard ceramics. *Ceramics International*, 45(5), 6255–6262. doi : <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.12.106>.
- Vu, N. D., Boulègue-Mondière, A., Durand, N., Raynaud, J. & Monteil, V. (2023). Back-to-cyclic monomers : chemical recycling of silicone waste using a [polydentate ligand–potassium silanolate] complex. *Green Chemistry*, 25(10), 3869–3877. Publisher : Royal Society of Chemistry.
- Vuagnat, H., Donnat, N. & Trombert, V. (2012). Personne âgée et escarres : prévention et traitement. *Rev Med Suisse*, 364(42), 2295–2302. Repéré à <https://www.revmed.ch/revue-medicale-suisse/2012/revue-medicale-suisse-364/personne-agee-et-escarres-prevention-et-traitement>.
- Wang, C., Kim, Y., Kim, D. G., Lee, S. H. & Min, S. D. (2020). Smart Helmet and Insole Sensors for Near Fall Incidence Recognition during Descent of Stairs. *Applied Sciences*, 10(7). doi : 10.3390/app10072262.
- Wang, J., Li, G., Zhang, Z., Huang, Q., Niu, B., Zhang, Y. & Long, D. (2024a). Detailed insights of polydimethylsiloxane (PDMS) degradation mechanism via ReaxFF MD and experiments. *Chemical Engineering Journal*, 488, 150728. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cej.2024.150728>.
- Wang, W.-C., Panergo, R. R., Galvanin, C. M., Ledoux, W., Sangeorzan, B. & Reinhall, P. G. (2003). A flexible micromachined optical sensor for simultaneous measurement of pressure and shear force distribution on foot. *Smart Nondestructive Evaluation and Health Monitoring of Structural and Biological Systems II*, 5047, 275 – 285. doi : 10.1117/12.483932.
- Wang, W.-C., Ledoux, W. R., Sangeorzan, B. J. & Reinhall, P. G. (2005). A shear and plantar pressure sensor based on fiber-optic bend loss. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(3), 315–326. doi : 10.1682/JRRD.2004.07.0076.
- Wang, X., Kang, S., Dai, Z., Li, H., Guo, J., Zeng, Q., Tang, D., Wang, Z. & Wang, G. (2025a). Flexible electrospinning pressure sensing film with wide pressure detection range and high sensitivity. *The Journal of The Textile Institute*, 116(1), 71–79. doi : 10.1080/00405000.2024.2316418. Publisher : Taylor & Francis _eprint : <https://doi.org/10.1080/00405000.2024.2316418>.
- Wang, X., Li, Z. & Su, L. (2024b). Soft Optical Waveguides for Biomedical Applications, Wearable Devices, and Soft Robotics : A Review. *Advanced Intelligent Systems*, 6(1), 2300482. doi : <https://doi.org/10.1002/aisy.202300482>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/aisy.202300482>.

- Wang, X., Liu, Z. & Zhang, T. (2017). Flexible Sensing Electronics for Wearable/Attachable Health Monitoring. *Small*, 13(25), 1602790. doi : <https://doi.org/10.1002/sml.201602790>.
_eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/sml.201602790>.
- Wang, Y., Luo, W., Wen, Y., Zhao, J., Chen, C., Chen, Z. & Zhang, X.-S. (2025b). Wearable, washable piezoresistive pressure sensor based on polyurethane sponge coated with composite CNT/CB/TPU. *Materials Today Physics*, 52, 101681. doi : <https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2025.101681>.
- Wiesmayr, B., Höglinger, M., Krieger, M., Lindner, P., Baumgartner, W. & Stadler, A. T. (2019). A Polydimethylsiloxane (PDMS) Waveguide Sensor that Mimics a Neuromast to Measure Fluid Flow Velocity. *Sensors*, 19(4). doi : 10.3390/s19040925.
- Xia, Y. & Whitesides, G. M. (1998). Soft Lithography. *Angewandte Chemie International Edition*, 37(5), 550–575. doi : [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1521-3773\(19980316\)37:5<550::AID-ANIE550>3.0.CO;2-G](https://doi.org/10.1002/(SICI)1521-3773(19980316)37:5<550::AID-ANIE550>3.0.CO;2-G).
_eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/%28SICI%291521-3773%2819980316%2937%3A5%3C550%3A%3AAID-ANIE550%3E3.0.CO%3B2-G>.
- Xin, Y., Dong, X., Yuan, J., Li, Y., Jin, S. & Zhang, S. (2013). Sensing Characteristics of Side-Hole Fiber-Based Long-Period Grating. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2013(1), 850293. doi : <https://doi.org/10.1155/2013/850293>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1155/2013/850293>.
- Xiong, X., Liang, J. & Wu, W. (2023). Principle and recent progress of triboelectric pressure sensors for wearable applications. *Nano Energy*, 113, 108542. doi : <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2023.108542>.
- Xu, S., Li, X., Wang, T., Wang, X. & Liu, H. (2023). Fiber Bragg grating pressure sensors : a review. *Optical Engineering*, 62(1), 010902. doi : 10.1117/1.OE.62.1.010902. Publisher : SPIE.
- Yamamoto, Y., Harada, S., Yamamoto, D., Honda, W., Arie, T., Akita, S. & Takei, K. (2016). Printed multifunctional flexible device with an integrated motion sensor for health care monitoring. *Science Advances*, 2(11), e1601473. doi : 10.1126/sciadv.1601473. _eprint : <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/sciadv.1601473>.
- Yan, J., Chen, A. & Liu, S. (2024). Flexible sensing platform based on polymer materials for health and exercise monitoring. *Alexandria Engineering Journal*, 86, 405–414. doi : <https://doi.org/10.1016/j.aej.2023.11.085>.

- Yan, M., Luo, S., Zhan, L., Wang, Y., Xia, Y. & Zhang, Z. (2008). Step-changed period chirped long-period fiber gratings fabricated by CO₂ laser. *Optics Communications*, 281(10), 2784–2788. doi : <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2008.01.028>.
- Yang, D., Guo, H., Chen, X., Wang, L., Jiang, P., Zhang, W., Zhang, L. & Wang, Z. L. (2020). A flexible and wide pressure range triboelectric sensor array for real-time pressure detection and distribution mapping. *J. Mater. Chem. A*, 8(45), 23827–23833. doi : 10.1039/D0TA08223F. Publisher : The Royal Society of Chemistry.
- Yang, Z., Wang, Q., Yu, H., Xu, Q., Li, Y., Cao, M., Dhakal, R., Li, Y. & Yao, Z. (2024). Self-Powered Biomimetic Pressure Sensor Based on Mn–Ag Electrochemical Reaction for Monitoring Rehabilitation Training of Athletes. *Advanced Science*, 11(25), 2401515. doi : <https://doi.org/10.1002/advs.202401515>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/advs.202401515>.
- You, Y., Wang, X., Wang, S., Pan, Y. & Zhou, J. (2008). A new method to demonstrate frustrated total internal reflection in the visible band. *American journal of Physics*, 76(3), 224–228. ISBN : 0002-9505 Publisher : AIP Publishing.
- Yu, M., Jin, J., Wang, X., Yu, X., Zhan, D. & Gao, J. (2021). Development and Design of Flexible Sensors Used in Pressure-Monitoring Sports Pants for Human Knee Joints. *IEEE Sensors Journal*, 21(22), 25400–25408. doi : 10.1109/JSEN.2021.3087005.
- Yu, Q., Zhang, Y.-n., Jiang, L., Li, L., Li, X. & Zhao, J. (2025). Flexible Optical Fiber Sensor for Non-Invasive Continuous Monitoring of Human Physiological Signals. *Small Methods*, 9(4), 2401368. doi : <https://doi.org/10.1002/smt.202401368>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/smt.202401368>.
- Yuan, H., Zhang, Q., Zhou, T., Wu, W., Li, H., Yin, Z., Ma, J. & Jiao, T. (2024). Progress and challenges in flexible capacitive pressure sensors : Microstructure designs and applications. *Chemical Engineering Journal*, 485, 149926. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cej.2024.149926>.
- Zahid, A., Dai, B., Hong, R. & Zhang, D. (2017). Optical properties study of silicone polymer PDMS substrate surfaces modified by plasma treatment. *Materials Research Express*, 4(10), 105301. doi : 10.1088/2053-1591/aa8645. Publisher : IOP Publishing.
- Zang, Y., Zhang, F., Di, C.-a. & Zhu, D. (2015). Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. *Mater. Horiz.*, 2(2), 140–156. doi : 10.1039/C4MH00147H. Publisher : The Royal Society of Chemistry.

- Zhang, C., Lang, S., Tao, M., Li, P., Liang, T., Zhao, X., Gou, X., Zhao, X., Xiong, S., Zheng, L., Xin, H., Hu, H., Guo, L. & Yang, J. (2025a). Deep learning-assisted piezoresistive pressure sensors with broad-range ultrasensitivity for wearable motion monitoring. *Nano Energy*, 140, 111035. doi : <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2025.111035>.
- Zhang, D., Zhang, R., Zhao, Q., He, H., Huang, H., Yang, L. & Xu, Y. (2025b). High-linearity flexible sensor for real-time pressure monitoring across wide frequency range by integrating piezoelectric and piezoresistive effects. *Chemical Engineering Journal*, 506, 159919. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cej.2025.159919>.
- Zhang, H., Wu, J. & Gao, C. (2024a). Research on the Fabrication and Parameters of a Flexible Fiber Optic Pressure Sensor with High Sensitivity. *Photonics*, 11(10). doi : 10.3390/photonics11100919.
- Zhang, J.-w., Zhang, Y., Li, Y.-y. & Wang, P. (2022). Textile-Based Flexible Pressure Sensors : A Review. *Polymer Reviews*, 62(1), 65–94. doi : 10.1080/15583724.2021.1901737. Publisher : Taylor & Francis.
- Zhang, K., Guo, B., Yang, M., Jia, Y., Zhang, K. & Wang, L. (2024b). The assessment of sports performance by grip pressure using flexible piezoresistive pressure sensors in seven sports events. *Scientific Reports*, 14(1), 31750. doi : 10.1038/s41598-024-82274-1.
- Zhang, K., Zhang, K. & Wang, L. (2024c). The Evaluation of Sports Performance in Tennis Based on Flexible Piezoresistive Pressure Sensing Technology. *IEEE Sensors Journal*, 24(17), 28111–28118. doi : 10.1109/JSEN.2024.3425591.
- Zhang, M., Duan, Z., Huang, Z., Yu, H., Wang, C., Zhang, H., Li, T., Huang, Q., Yuan, Z., Jiang, Y. & Tai, H. (2025c). Constructing a high-power self-powered electrochemical pressure sensor for multimode pressure detections. *Nano Energy*, 136, 110747. doi : <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2025.110747>.
- Zhang, Q., Li, Y., Wang, X., Zhang, X., Liu, S., Yuan, H., Yang, X., Li, D., Jin, Z., Zhang, Y., Liu, Y. & Bian, Z. (2025d). Flexible Piezoresistive Sensor with High Stability Based on GO@PDMS-PU Porous Structure. *Symmetry*, 17(5). doi : 10.3390/sym17050773.
- Zhang, X. & Yang, L. (2014). A fiber Bragg grating quasi-distributed sensing network with a wavelength-tunable chaotic fiber laser. *Systems Science & Control Engineering*, 2(1), 268–274. doi : 10.1080/21642583.2014.888962. Publisher : Taylor & Francis _eprint : <https://doi.org/10.1080/21642583.2014.888962>.
- Zhang, X., Qiu, J., Li, X., Zhao, J. & Liu, L. (2020). Complex refractive indices measurements of polymers in visible and near-infrared bands. *Appl. Opt.*, 59(8), 2337–2344. doi : 10.1364/AO.383831. Publisher : Optica Publishing Group.

- Zhang, X.-H., Wang, B., Zhou, B., Lin, H.-J., Liu, Y.-X., Yang, F.-M., Sun, S.-K., Song, Q.-H. & Wu, Q. (2025e). Recent advances in MXene-based flexible pressure sensors for medical monitoring. *Rare Metals*, 44(6), 3653–3685. doi : 10.1007/s12598-024-03157-y.
- Zhao. (2023). Recent progress in flexible pressure sensors based on multiple microstructures : from design to application. *Nanoscale*, 15(11). doi : 10.1039/D2NR06084A.
- Zhao, H., O'Brien, K., Li, S. & Shepherd, R. F. (2016). Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides. *Science Robotics*, 1(1), eaai7529. doi : 10.1126/scirobotics.aai7529. _eprint : <https://www.science.org/doi/pdf/10.1126/scirobotics.aai7529>.
- Zhao, Y., Miao, L., Xiao, Y. & Sun, P. (2024). Research Progress of Flexible Piezoresistive Pressure Sensor : A Review. *IEEE Sensors Journal*, 24(20), 31624–31644. doi : 10.1109/JSEN.2024.3443423.
- Zhong, M., Zhang, L., Liu, X., Zhou, Y., Zhang, M., Wang, Y., Yang, L. & Wei, D. (2021). Wide linear range and highly sensitive flexible pressure sensor based on multistage sensing process for health monitoring and human-machine interfaces. *Chemical Engineering Journal*, 412, 128649. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.128649>.
- Zhu, Y., Yao, C., Chen, J. & Zhu, R. (1999). Frustrated total internal reflection evanescent switching. *Optics & Laser Technology*, 31(8), 539–542. doi : [https://doi.org/10.1016/S0030-3992\(99\)00102-4](https://doi.org/10.1016/S0030-3992(99)00102-4).
- Zhu, Z., Estevez, D., Feng, T., Chen, Y., Li, Y., Wei, H., Wang, Y., Wang, Y., Zhao, L., Jawed, S. A. & Qin, F. (2024). A Novel Induction-Type Pressure Sensor based on Magneto-Stress Impedance and Magnetoelastic Coupling Effect for Monitoring Hand Rehabilitation. *Small*, 20(34), 2400797. doi : <https://doi.org/10.1002/smll.202400797>. _eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/smll.202400797>.
- Zimmermann, C. A., Amouzou, K. N. & Ung, B. (2025). Recent Advances in PDMS Optical Waveguides : Properties, Fabrication, and Applications. *Advanced Optical Materials*, 13(1), 2401975. doi : <https://doi.org/10.1002/adom.202401975>. _eprint : <https://advanced.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/adom.202401975>.
- Zimmermann, C. A., Amouzou, K. N., Sengupta, D., Kumar, A., Demarquette, N. R. & Ung, B. (2024). Novel elastomeric spiropyran-doped poly(dimethylsiloxane) optical waveguide for UV sensing. *Frontiers of Optoelectronics*, 17(1), 21. doi : 10.1007/s12200-024-00124-4.

Zirkl, M., Scheipl, G., Stadlober, B., Rendl, C., Greindl, P., Haller, M. & Hartmann, P. (2013). PyzoFlex : a printed piezoelectric pressure sensing foil for human machine interfaces. *Organic Field-Effect Transistors XII; and Organic Semiconductors in Sensors and Bioelectronics VI*, 8831, 883124. doi : 10.1117/12.2025235.