

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

BADJ-MOKHTAR-ANNABA UNIVERSTY
UNIVERSITE-BADJ-MOKHTAR-ANNABA



جامعة باجي مختار-عنابة

Année 2025

Faculté des Sciences

Département de Physique

THESE

Présenté en vue de l'obtention de diplôme de

DOCTORAT

Par :

Adjailia Meriem

Contribution à l'étude d'un capteur à fibre optique

Option : Physique et technologie de l'optique non linéaire appliquée aux telecommunication optique

DIRECTEUR DE THESE : Hamaizi yamina Prof. Université d'Annaba.

Devant le jury

PRESIDENT : Gheldane Farid Prof. Université d'Annaba.

EXAMINATEURS : Daoui Abdelkader Prof. URMM/CRTI

Messouber Abdelouahab MCA. Université de souk-ahrass

Triki Houria Prof. Université d'Annaba.

Soutenue le :17/12/2025

Dédicace

A mes chers parents : Adjailia Tahar ET Chetouani Hafida

A mon mari : Karim

A mes enfants : Aya et Lina

A ma seeour : Faiza

Remerciement

Ce travail de thèse a été effectué au sein du Laboratoire de physique des rayonnements du département de physique de l'université Badji Mokhtar Annaba.

*Je tiens tout d'abord à exprimer mes plus sincères remerciements à Madame **Hamaizi Yamina** professeur à l'université Badji Mokhtar Annaba, d'avoir accepté de diriger ce travail. Je la remercie pour sa gentillesse, pour son aide, ces conseils précieux, et ces encouragements. Ses qualités humaines et son soutien permanent.*

*J'adresse mes respectueux remerciements à Professeur **Gheldane Farid** de Université Badji moukhtar annaba a l'honneur qu'il me fait d'accepter d'être president dans ce jury.*

*Je remercie vivement **Daoui Abdelkader** Proffeseur au centre universitaire, CRTI. URMM,annaba d'avoir accepté d'être un membre dans ce jury.*

*Je veux adresser tous mes remerciements à maitre de conferance **Messouber Abdelouahab** del'Université,MCM,Souk -ahrass d'avoir accepté de faire partie au jury.*

*Je tien à remercie professeur **Triki Houria** de universitaire badji moukhtar annaba , pour son aide et son encouragement d'avoir accepté d'être un membre invité dans ce jury.*

Merci à tous les membres du laboratoire du physique des rayonnements avec lesquels j'ai passé des agréables moments en particulier pour leurs soutiens et leurs encouragements.

Enfin je remercie du fond du cœur l'ensemble de mes proches en particulier mon mari karim , mes enfants aya et lina, mes parents tahar et hafida ,ma seour faiza pour leur soutien et leur amour de chaque instant.

Bonne lecture à ceux qui auront le courage d'aller plus loin

ملخص

تلعب مستشعرات شبكة الألياف Bragg دورًا كبيرًا في المراقبة والتأكد من أن المعايير البيئية تلبى المتطلبات الصناعية. أنها توفر تدابير السلامة الحاسمة في الكشف المبكر عن المخاطر. نظرًا لصغر حجمها بشكل كبير، ووزنها المنخفض، ومرونتها، وحصانيتها من التداخل الكهرومغناطيسي. هذه الخصائص تجعل FBG مناسبة لاستخدامات جسم الإنسان التي تتكيف مع مادة الاستشعار بحيث يمكن استخدامها لقياس الجسم الحي ويمكن تركها للمراقبة على المدى الطويل. ستقدم هذه الورقة طريقة التطورات الحديثة لقياس الفاصل الزمني بعد الوفاة (PMI) باستخدام درجة حرارة أجهزة استشعار شبكة الألياف Bragg. الميزة الرئيسية لنظام Fiber Bragg Gating الذي تم اختياره لهذه الدراسة هو أن الإشارة المقاسة هي الطول الموجي لـ Bragg. تعتمد طريقتنا على محاكاة عددية، بواسطة برنامج Matlab، لتطور درجة حرارة المستقيم، والتي تعد واحدة من المعالم الرئيسية لتقدير الفاصل الزمني بعد الوفاة (PMI). أولاً، استخدمنا برنامج Matlab لمحاكاة معادلة Henssge لدرجات الحرارة المحيطة المختلفة وكتلة الجسم المختلفة. ثم استخدمنا جهاز استشعار Bragg للتأريخ بعد الوفاة وكانت النتائج المعروضة بهذه الطريقة مثيرة للاهتمام للغاية خاصة بالنسبة لدرجات الحرارة المحيطة العالية التي تصل إلى 48 درجة مئوية. لقد وجد أن استخدام مستشعرات FBG قد أدى إلى نتائج دقيقة وفعالة يمكن استغلالها للتأريخ بعد الوفاة، وقد أثبت استخدام مستشعرات FBG أنه طريقة مثيرة للاهتمام للتأريخ.

الكلمات المفتاحية :

التداخل الكهرومغناطيسي ، بعد الوفاة ، أجهزة استشعار شبكة الألياف Bragg

Abstract

Fiber Bragg grating sensors play a large role in monitoring and ensuring that environmental parameters satisfy industrial requirements. They offer crucial safety measures in the early detection of hazards. due to their greatly reduced size, low weight, flexibility, and immunity to electromagnetic interference. These characteristics make FBGs suitable for human body uses that adapt to the sensor material so that they can be used for in vivo measurement and can be left for long-term monitoring. This paper will present a recent developments method for measuring the post-mortem interval (PMI) using the temperature of fiber Bragg grating sensors. The principal advantage of the Fiber Bragg Grating system chosen for this study is that the measured signal is Bragg's wavelength. Our method is based on a numerical simulation, by the Matlab software, of the evolution of rectal temperature, which is one of the main parameters for estimating the post-mortem interval (PMI). First, we used Matlab software to simulate the Henssge equation for different ambient temperature and for different body mass. Then we used a Bragg grating sensor for post-mortem dating and the results displayed by this method are very interesting especially for high ambient temperatures of up to 48oC. It is found that the use of FBG sensors has resulted in accurate and efficient results that can be exploited for post-mortem dating which using an FBG sensors proved to be an interesting method for dating.

Key Words :electromagnetic interference, Bragg gratings, Post mortem

Résumé

Les capteurs à réseau de Bragg à fibre jouent un rôle important dans la surveillance et la garantie que les paramètres environnementaux répondent aux exigences industrielles. Ils offrent des mesures de sécurité cruciales pour la détection précoce des dangers. En raison de leur taille considérablement réduite, de leur faible poids, de leur flexibilité et de leur immunité aux interférences électromagnétiques. Ces caractéristiques rendent les FBG adaptés aux utilisations du corps humain qui s'adaptent au matériau du capteur afin qu'ils puissent être utilisés pour des mesures *in vivo* et puissent être laissés pour une surveillance à long terme. Cette thèse présentera une méthode de développement récent pour mesurer l'intervalle post-mortem (PMI) à l'aide de la température de capteurs à réseau de Bragg à fibre. Le principal avantage du système de réseau de Bragg à fibre choisi pour cette étude est que le signal mesuré est la longueur d'onde de Bragg. Notre méthode repose sur une simulation numérique, par le logiciel Matlab, de l'évolution de la température rectale, qui est l'un des principaux paramètres d'estimation de l'intervalle post-mortem (PMI). Tout d'abord, le logiciel MATLAB a été utilisé pour simuler l'équation de Henssge dans différentes conditions, en faisant varier la température ambiante ainsi que la masse corporelle. Par la suite, nous avons utilisé un capteur à réseau de Bragg (FBG) pour l'estimation du délai post-mortem. Les résultats obtenus se sont révélés particulièrement pertinents, notamment pour des températures ambiantes élevées pouvant atteindre 48 °C. Ils montrent que l'utilisation de capteurs FBG permet d'obtenir des mesures précises, fiables et exploitables pour la datation post-mortem, confirmant ainsi le potentiel de cette approche comme méthode efficace et prometteuse.

Mots clés

interférences électromagnétiques, Réseau de Bragg, la datation post-mortem

Table des matières

<i>Introduction générale</i>	1
<u>Chapitre I : Capteurs à fibres optiques</u>	6
I.1. Introduction	6
I.2. Structure de la fibre optique	7
• I.2.1. Fabrication	8
• I.2.2. Classification des fibres optiques	9
• I.2.3. Principe de guidage de la lumière.....	10
• I.2.4. Caractéristiques des fibres optiques	11
○ I.2.4.1. Atténuation	11
○ I.2.4.2. Dispersion chromatique	13
○ I.2.4.3. Non-linéarité	14
○ I.2.4.4. Dispersion modale de polarisation (PMD)	14
○ I.2.4.5. Longueur d'onde de coupure et fréquence normalisée	15
• I.2.5. Avantages de la fibre optique.....	16
I.3. Généralités sur les capteurs à fibre	17
• I.3.1. Classement des capteurs à fibre optique	17
• I.3.2. Architecture d'un capteur à fibre optique	18
• I.3.3. Caractéristiques d'un capteur à fibre optique	19

• I.3.4. Capteurs à fibre optique à réseaux de Bragg	19
I.4. Domaines d’application des capteurs à fibre optique	20
I.5. Applications dans le domaine biomédical	20
I.6. Conclusion	24
I.7. Références	25

<u>Chapitre II : Propriétés générales des réseaux de Bragg à fibre optique</u>	27
II.1. Introduction	28
II.2. Structure et principe d’un réseau de Bragg	29
II.3. Méthodes d’inscription	30
• II.3.1. Méthode holographique transverse.....	30
• II.3.2. Méthode du masque de phase	31
II.4. Différents types de réseaux de Bragg	32
II.5. Théorie et modélisation des réseaux de Bragg	33
II.6. Domaines d’applications des réseaux de Bragg	41
II.7. Exemple d’application d’un capteur FBG dans le domaine biomédical	44
II.8. Conclusion	45
II.9. Références	46

<u>Chapitre III : Réponses spectrales d’un capteur FBG</u>	48
III.1. Introduction	49
III.2. Réseau de Bragg uniforme	49
III.3. Capteur à réseau de Bragg	57
III.4. Conclusion	64

III.5. Références	68
--------------------------------	-----------

<u>Chapitre IV : Simulation et analyse de la datation post-mortem</u>	68
--	-----------

IV.1. Introduction69
---------------------------------	------------

IV.2. Modèle de Henssge	70
--------------------------------------	-----------

IV.3 Capteur de température FBG et datation post-mortem.....	74
---	-----------

IV.4. Résultats obtenus	76
--------------------------------------	-----------

IV.5. Conclusion	88
-------------------------------	-----------

IV.6. Références	89
-------------------------------	-----------

Conclusion générale	92
----------------------------------	-----------

Liste des figures

<i>Figure (I.1)</i> : Structure d'une fibre optique.....	7
<i>Figure (I.2)</i> : Illustration des étapes de fabrication d'une fibre optique standard. (a) Étape de chauffe, (b) Étape d'étirage et de conception d'une bobine de fibre optique.....	9
<i>Figure (I.3)</i> : Propagation de la lumière dans les trois types de fibres.....	10
<i>Figure (I.4)</i> : Principe de guidage de la lumière dans une fibre optique.....	11
<i>Figure (I.5)</i> : Affaiblissement de la lumière en fonction de la longueur d'onde.....	12
<i>Figure (I.6)</i> : Évolution de l'impulsion pendant sa propagation dans la fibre optique.....	14
<i>Figure (I.7)</i> : Illustration des effets de la dispersion modale.....	16
<i>Figure (I.8)</i> : Différentes familles de capteurs à fibre optique.....	18
<i>Figure (I.9)</i> : Principe d'un capteur à fibre optique.....	19
<i>Figure (I.10)</i> : Schéma d'un capteur d'humidité à fibre optique utilisant des réseaux de Bragg.....	20
<i>Figure (II.1)</i> : Structure d'un réseau de Bragg.....	29
<i>Figure (II.2)</i> : Principe d'un réseau de Bragg.....	29
<i>Figure (II.3)</i> : Principe de la méthode holographique transverse.....	31
<i>Figure (II.4)</i> : Principe de la méthode du masque de phase.....	32
<i>Figure (II.5)</i> : Principaux types de réseaux de Bragg.....	33
<i>Figure (II.6)</i> : Réflexion et transmission des modes guidés dans un réseau de Bragg.....	38

Figure (II.7) : Principe de la méthode des matrices de transfert.....	40
Figure (II.8) : Principe physique d'un capteur à réseau de Bragg.....	42
Figure (III.1) : Spectres de réflexion (a) et de transmission (b) d'un réseau de Bragg uniforme.....	50
Figure (III.2) : Largeur à mi-hauteur.....	51
Figure (III.3) : Réflectivité d'un réseau de Bragg pour différentes valeurs de kL.....	52
Figure (III.4) : Pic de réflexion en fonction du facteur de couplage KL.....	53
Figure (III.5) : Effet de la variation de la longueur L sur la réponse spectrale d'un FBG à δn fixé.....	54
Figure (III.6) : Maximum de la réflectivité du réseau FBG en fonction de L.....	55
Figure (III.7) : Effet de la variation de l'indice de réfraction sur la réponse spectrale d'un FBG à longueur fixe.....	55
Figure (III.8) : Variation de la réflectivité en fonction de la variation d'indice de réfraction.....	56
Figure (III.9) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous variation de température.....	58
Figure (III.10) : Réflectivité du FBG en température non uniforme.....	58
Figure (III.11) : Réflectivité du FBG avec différents coefficients de modulation d'indice à la température puissance 4.....	59
Figure (III.12) : Réflectivité du FBG avec différents coefficients de modulation d'indice à la température.....	60
Figure (III.13) : Réflectivité du FBG à température non uniforme pour différentes longueurs du réseau.....	61
Figure (III.14) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous déformation.....	62

Figure (III.15) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous pression hydrostatique.....	63
Figure (III.16) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg avec $\Delta T \neq 0$, $\Delta \varepsilon \neq 0$, $\Delta P \neq 0$.....	64
Figure (IV.1) : Évolution de la température interne du corps en fonction du temps.....	70
Figure (IV.2) : Application du nomogramme de Henssge.....	71
Figure (IV.3) : Sensibilité de λ_B en fonction de la température T pour $\lambda_B = 1548,2$ nm.....	76
Figure (IV.4) : Présentation schématique du PMI (a) Nomogramme de Henssge, (b) Données simulées.....	77
Figure (IV.5) : Présentation schématique du PMI (a) Nomogramme de Henssge, (b) Données simulées.....	77
Figure (IV.6) : Présentation schématique du PMI (a) Nomogramme de Henssge, (b) Données simulées.....	78
Figure (IV.7) : Présentation schématique du PMI (a) Nomogramme de Henssge, (b) Données simulées.....	78
Figure (IV.8) : Allure de la température interne pour $T_{\text{ambiante}} < 37,2^\circ\text{C}$.....	80
Figure (IV.9) : Allure de la température interne pour $T_{\text{ambiante}} > 37,2^\circ\text{C}$.....	81
Figure (IV.10) : Évolution de $\Delta\lambda_B$ selon le temps.....	83
Figure (IV.11) : Évolution de $\Delta\lambda_B$ pour différentes masses selon le temps.....	84
Figure (IV.12) : Datation post-mortem (a) par un capteur de température FBG, (b) en utilisant le modèle de Henssge.....	86

Liste des tableaux

Tableau 1 : Résultats obtenus et comparaison	79
Tableau 2 : Résultats obtenus et comparaison	87

Liste des symboles

n_1, n_2 :-----	Indices de réfraction
$n(z)$:-----	Indice de réfraction local
n_{eff} :-----	Indice effectif
Δn :-----	Variation d'indice
ω :-----	Fréquence angulaire
c :-----	Vitesse de la lumière
i, r :-----	Angles d'incidence réfraction
α :-----	Coefficient d'atténuation
P_2, P_0 :-----	Puissance incidente / atténuée
$\Delta\lambda$ (FWHM) :-----	Largeur à mi-hauteur
λ :-----	Période du réseau",
λ_B :-----	Longueur d'onde de Bragg
$\Delta\lambda_B$:-----	Décalage de λ de Bragg
$R(\lambda), T(\lambda)$:-----	Réfectivité,
Transmissivité	
L :-----	Longueur du réseau
k :-----	Coefficient de couplage
KL :-----	Facteur de couplage
R_{max} :-----	Réfectivité maximale
σ :-----	Paramètre spectral
γ_B :-----	Facteur de propagation
λ :-----	Longueur d'onde de référence

Sensibilité et sollicitations:

ΔT :-----	Variation de température
$\Delta\lambda_T$:-----	Décalage dû à la température
$\Delta\lambda_\sigma$:-----	Décalage dû à la contrainte
$\Delta\lambda_p$:-----	Décalage dû à la pression
$\Delta\lambda_{\text{TOTAL}}$:-----	Décalage total

Modèles thermiques

$T(z)$:-----	Température selon z
T_0 :-----	Température de référence
θ :-----	Gradient thermique
z :-----	Position dans la fibre

Profils étudiés

$$T(z) = T_0 + \theta (z^4 / L^4)$$
$$T(z) = T_0 + \theta (z / L)$$
$$T(z) = T_0 + \theta (z^{1/4} / L^{1/4})$$

Modèles médico-légaux

$T(t)$:-----	Température corporelle
T_r :-----	Température rectale
T_{amb} :-----	Température ambiante
k :-----	Coefficient de refroidissement

Abréviations

.

FBG Réseau de Bragg fibré.

.

TMM La méthode des matrices de transfert.

PMI Datation post-mortem

Introduction générale

Afin de répondre à une demande toujours aussi croissante dans le domaine des communications et mémoration de l'information, de nombreuses recherches ont portés sur le développement des systèmes tout optique ou électro-optique pour la détection, le stockage et le transfert de l'information. Depuis l'invention du laser en 1960¹, les études sur l'interaction lumière-matière ont pris un grand essor et la recherche sur le développement des technologies basées sur les fibres optiques n'a cessé de s'accroître aux cours des dernières décennies, à la fois pour augmenter le trafic internet mais aussi dans le domaine de la mesure, avec le développement de capteurs ponctuels ou répartis. La technologie du laser en tire partie en s'améliorant de plus en plus et les champs d'investigations et des applications des capteurs a fibre sont devenues extrêmement vastes.

Les capteurs à fibres optiques sont issus de la rencontre de deux technologies : les fibres optiques utilisées en télécommunication et l'optoélectronique. L'une et l'autre ont connu un développement extraordinaire au cours de ces dernières années dont l'amélioration des performances, diminution des coûts et la miniaturisation. Parmi les nombreux avantages des capteurs à fibres on retrouve une faible immunité à la quasi-totalité du spectre électromagnétique et à la plupart des environnements corrosifs. L'émergence de ces capteurs dans le domaine de la détection a pris une proportion de plus en plus importante aussi bien dans le domaine de l'industrie, la biologie ou la médecine. Parmi ces capteurs, on retrouve ceux à base de réseaux de Bragg fibrés qui ont montré leur performance et un grand potentiel pour des applications dans le domaine de la médecine en raison de leurs avantages importants tels que leur petite taille, biocompatibilité, inertie chimique, immunité aux interférences électromagnétiques (EMI) et la capacité de multiplexage. Ces caractéristiques les rendent adaptés aux utilisations du corps humain qui s'adapte au matériau du capteur afin qu'ils puissent être utilisés pour la mesure de la température comme exemple et puissent être laissés pour une surveillance à long terme. Les capteurs à réseau de Bragg sont une technologie bien connue pour la surveillance de la santé structurale (SHM) dans le domaine civil et aérospatial, cependant, les recherches pour leur utilisation dans le domaine de la médecine sont assez récentes. Actuellement, les capteurs FBG sont largement utilisés pour détecter divers paramètres tels que la déformation, la pression, la température, les vibrations, la courbure et même dans des environnements à champ magnétique et électrique élevés. Ils peuvent servir à des fins diagnostiques dans divers domaines des soins de santé tels que la biomécanique, la cardiologie, la gynécologie et aussi la surveillance à très basse température. Ils offrent également des performances élevées par rapport aux technologies standard telles que les jauges

de contrainte électriques (ESG), les capteurs piézoélectriques, résistifs ou autres, soit pour mesurer des paramètres physiques, soit pour effectuer des analyses biochimiques à haute sensibilité. Compte tenu de ces aspects, on peut prévoir que cette technologie en évolution rapide peut fournir des solutions bien meilleures et efficaces pour diverses applications biomédicales et faire partie intégrante du système de santé futuriste et c'est dans cette perspective que nous nous sommes intéressés à l'étude d'un capteur de température FBG utilisé dans la datation post mortem.

La détermination de l'intervalle post-mortem (IPM) est un aspect crucial de l'expertise médico-légale. Afin d'apporter une réponse précise à cette question essentielle, les médecins légistes disposent de plusieurs méthodes d'expertise, qui peuvent être complémentaires. Certaines sont principalement qualitatives, comme la méthode de Vibert, tandis que d'autres sont quantitatives, comme la mesure de la température corporelle ou de certaines constantes physiologiques. Parmi les critères utilisés, l'évolution de la température rectale, hépatique ou tympanique est l'un des plus fréquemment employés.

La cinétique du refroidissement d'un corps post-mortem est bien connue et a fait l'objet de nombreuses études détaillées. La formule de Knight, souvent utilisée pour estimer l'IPM, repose sur une modélisation relativement simple de cette décroissance thermique. Un modèle plus complexe et précis a été développé par Henssge, basé sur les formules de Marshall et étalonné à partir de mesures réalisées sur 39 corps. Ce modèle utilise une fonction bi-exponentielle pour décrire l'évolution de la température rectale, depuis le moment du décès jusqu'à sa stabilisation à la température ambiante. L'estimation de l'IPM repose principalement sur deux paramètres : la température rectale et la température ambiante.

Cependant, le modèle de Henssge présente plusieurs limites. En plus de sa gamme de validité restreinte (poids de 50 à 80kg) et température ambiante constante), il se limite à la mesure de la température rectale. Une méthode alternative, fondée sur la mesure de la température tympanique, présente une décroissance thermique plus stable, ce qui en fait un meilleur indicateur. Bien que cette méthode ait démontré son efficacité expérimentalement, sa mise en œuvre est plus complexe et elle est moins fréquemment utilisée que la température rectale.

Pour s'affranchir des limitations pour la datation post-mortem, notre contribution s'est basée sur un nouveau concept avec l'utilisation d'un capteur de température à réseau de Bragg notamment pour des températures ambiantes élevées allant jusqu'à 48°C. Cette méthode repose sur l'étude de l'évolution de la température rectale d'un corps post-mortem lorsque la température

environnementale varie. La modélisation par le capteur FBG nous a permis de reproduire ce comportement thermique et l'un des principaux avantages de cette méthode est son utilisation à température ambiante variable qui permet de simuler l'évolution de la température d'un corps situé en extérieur, contrairement aux autres modèles existants, il est simple d'utilisation et libre d'accès, et ne nécessite pas de disposer de données extrêmement détaillées pour réaliser des simulations.

Ce manuscrit est organisé comme suit :

Après une introduction générale sur le sujet et l'organisation du manuscrit,

La première partie de cette thèse a été consacrée à une large description de la fibre optique ainsi que ses différentes caractéristiques. Les capteurs à fibre optique et les capteurs à réseau de Bragg ont été aussi présentés avec leurs différents domaines d'application et surtout dans le domaine biomédical.

Dans ce deuxième chapitre, nous étudions les réseaux de Bragg fibrés, qui sont largement exploités pour leurs propriétés de sélectivité en fréquence, que ce soit en tant que capteurs ou filtres spectraux. De plus, la méthode analytique des modes couplés, utilisée pour modéliser la propagation dans ces structures périodiques, est détaillée de manière approfondie.

Le troisième chapitre concerne l'étude et l'analyse des résultats de simulation obtenus pour un capteur FBG uniforme. Nous aborderons notre analyse par l'influence de la longueur du réseau, du coefficient de couplage ainsi que l'indice de réfraction sur la performance d'un capteur FBG. La sensibilité du capteur FBG aux différentes sollicitations externes comme la température, la contrainte ou la pression hydrostatique sont aussi analysés par rapport aux réponses spectrales du FBG.

Le dernier chapitre a été totalement consacré à la présentation des différents résultats obtenus dans ce travail qui concerne l'étude de la datation post-mortem par l'utilisation d'un capteur de température à réseau de Bragg (FBG).¹

Enfin, une récapitulation en guise de conclusion générale détaillée et des perspectives futures viendront clôturer ce travail.

¹ Kashyap, R., Fiber Bragg Gratings, 2nd Edition, Academic Press, 2019.

Chapitre : I

Capteurs à fibres optiques

Depuis l'invention du laser en 1960, la technologie de la fibre optique a connu un développement fulgurant, attirant ainsi l'attention de nombreux secteurs grâce à ses applications innovantes et son efficacité remarquable. En tant que moyen de transmission d'informations, la fibre optique surpasse les technologies traditionnelles, offrant des vitesses de transmission de données extrêmement élevées, une bande passante quasiment illimitée, ainsi qu'une résistance accrue aux interférences électromagnétiques. Ces caractéristiques en font un choix privilégié non seulement dans le domaine des télécommunications, mais aussi dans d'autres secteurs notamment pour la détection et la mesure comme dans le domaine biomédical [1-3].

Dans ce chapitre, nous présenterons dans un premier temps les propriétés fondamentales du support de transmission en l'occurrence la fibre optique en tant que guide d'onde avec sa structure et les différents types. Nous aborderons ensuite les principales lois qui régissent la propagation de la lumière dans la fibre ainsi les caractéristiques tels que l'atténuation et la dispersion, qui influencent la qualité de la transmission. La fonctionnalisation de la fibre dans le domaine des capteurs à fibre optique sera examinée avec diverses applications, en mettant particulièrement en lumière leur impact dans le domaine biomédical [4-6-9].

I.2. Structure de la fibre optique

La fibre optique est un guide d'onde qui exploite les propriétés réfractrices de la lumière. Habituellement constitué d'un cœur entouré d'une gaine, sa composition la plus fréquente est de la silice fondue (SiO_2) [4].

La figure (II.1) présente un schéma de conception d'une fibre optique standard.

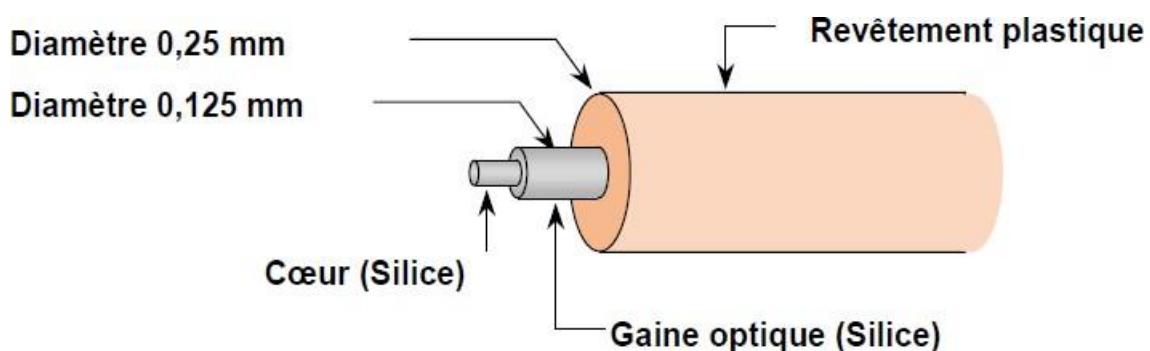


Figure (I.1) : Structure d'une fibre optique [4].

La figure (I.1) décrit une fibre optique standard qui comprend trois composants principaux, le cœur dédié au transport de la lumière, la gaine qui entoure le cœur et le revêtement qui sert de

protection de la fibre.

La fibre optique qui se présente comme un fil fin de verre est en réalité constitué d'un cœur cylindrique en matériau transparent d'indice de réfraction noté n_1 est entouré d'une gaine concentrique constituée d'un matériau ayant un indice de réfraction n_2 inférieur à n_1 (voir la figure (I.1)). La différence d'indice, notée Δn est simplement obtenue par l'ajout de dopants à la composition de base de la fibre (la silice). Cette différence d'indices est donnée par $\Delta n = n_1 - n_2$ qui pour des fibres standards est de l'ordre de 10^{-3} . Ainsi, grâce à cette différence d'indices, la lumière est confinée et subie une réflexion totale sur les parois internes de la fibre optique [7].

La fibre est protégée extérieurement par un revêtement dit primaire, réalisé en général par un matériau plastique.

I.2.1. Fabrication

La première étape de conception d'une fibre optique standard est la réalisation d'une préforme en silice (SiO_2) très pure, présentant très peu de pertes optiques, pouvant atteindre plusieurs centimètres de diamètre.

Il existe deux familles de méthodes pour la conception de la fibre optique. La première est appelée méthode interne, elle consiste à déposer à l'intérieur d'un tube de silice un matériau vitreux et à rétreindre cette structure dans le but d'obtenir une préforme. Il y a par exemple, les techniques de dépôts chimiques en phase vapeur (MCVD), ou encore de dépôts chimiques de plasma en phase vapeur (PCVD).

La seconde méthode est externe ou le matériau est déposé sur un mandrin en rotation par un procédé d'hydrolyse à la flamme, comme présenté par la figure (I.2.a). Le rétreint est effectué après retrait du mandrin en même temps que la vitrification du matériau. L'hydrolyse à la flamme (HALF), ou le dépôt axial en phase vapeur (VAD) font partie de ces méthodes externes.

Les figures (II.2) illustrent la fabrication d'une fibre optique standard. La préforme est un barreau de verre issu d'un assemblage concentrique d'un tube et d'une barre de verre contenant des dopants. Suivant les propriétés intrinsèques (longueur d'onde du zéro de dispersion, indice du matériau...) souhaitées pour la future fibre optique, la composition au centre du barreau est adaptée de façon à modifier l'indice de réfraction du verre [5-9].

Dans le but d'obtenir une homogénéité de ce barreau, une étape consistant à sa chauffe est pratiquée. Grâce à cette étape, il existe une liaison quasi parfaite entre le cœur et la gaine de la future fibre optique.

Cette préforme conçue, l'étape d'étirage peut alors être mise en place. Cette étape va permettre l'obtention d'une bobine de fibre de diamètre constant sur une très longue distance.

Cette phase de mise en œuvre est représentée sur la figure (I.2.b). Le barreau subit un étirage, en plaçant son extrémité dans un four porté à une température constante proche de 2000°C. Le barreau est transformé en une fibre de plusieurs centaines de kilomètres, à une vitesse de l'ordre kilomètre par minute.

La fibre est ensuite revêtue d'une double couche de résine protectrice avant d'être enroulée sur une bobine. Une préforme de 10 cm de diamètre mesurant 1 m de longueur correspond à une bobine de fibre standard monomode d'environ 150 km [5].

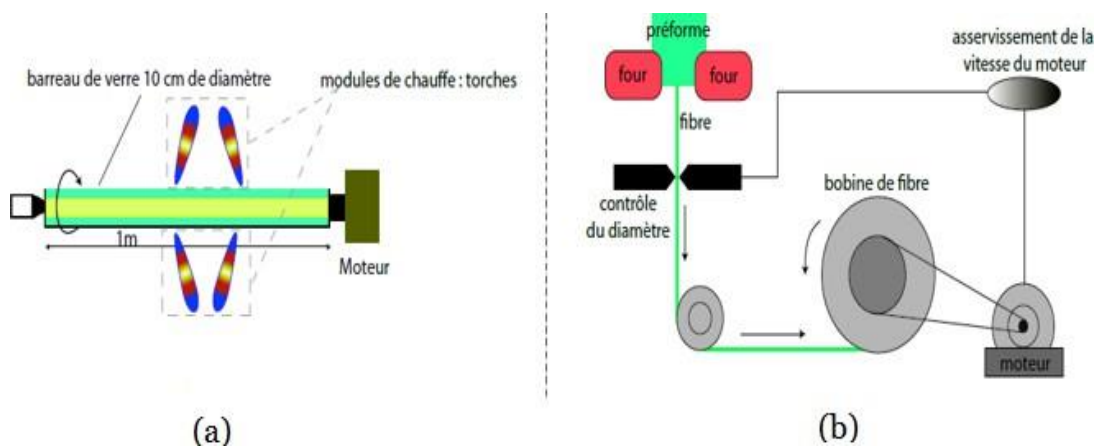


Figure (I.2) : Illustration des étapes de fabrication d'une fibre optique standard. a) Étape de chauffe b) Étape d'étirage et de conception d'une bobine de fibre optique [8].

I.2.2. Classification des fibres optiques

On rencontre trois catégories de fibres optiques :

- Les fibres multimodes à saut d'indice : ce type de fibre présente un cœur homogène et le guidage est obtenu par réflexions totales sur l'interface avec la gaine. Cette fibre provoque par l'importante section de son cœur, une grande dispersion des signaux qui la traversent, ce qui génère une déformation du signal reçu.
- Les fibres multimodes à gradient d'indice : Dans ces fibres la valeur de l'indice du cœur décroît depuis l'axe jusqu'à l'interface avec la gaine. Le guidage est obtenu grâce à la courbure des rayons due à l'inhomogénéité du milieu ; On s'approche ainsi d'une égalisation des temps de propagation, ce qui veut dire que l'on a réduit la dispersion modale. Ce type de fibre présente une bande passante typique de 200 – 1500 Mhz par km, on les retrouve à l'intérieur des bâtiments et dans certains sites.
- Les fibres monomodes sont des fibres à saut d'indice dont le diamètre du cœur est très

réduit : son ordre de grandeur est celui de la longueur d'onde du rayonnement qui se propage. La dispersion modale devient quasiment nulle. La bande passante transmise est presque infinie (> 10 GHz/Km). Cette fibre est utilisée essentiellement pour les sites à distance [9]. Le petit diamètre du cœur (10 mm) nécessite une grande puissance d'émission, dont des diodes laser qui sont relativement onéreuse [9-14].

La figure (I.3) illustre la propagation de la lumière dans ces trois types de fibres.

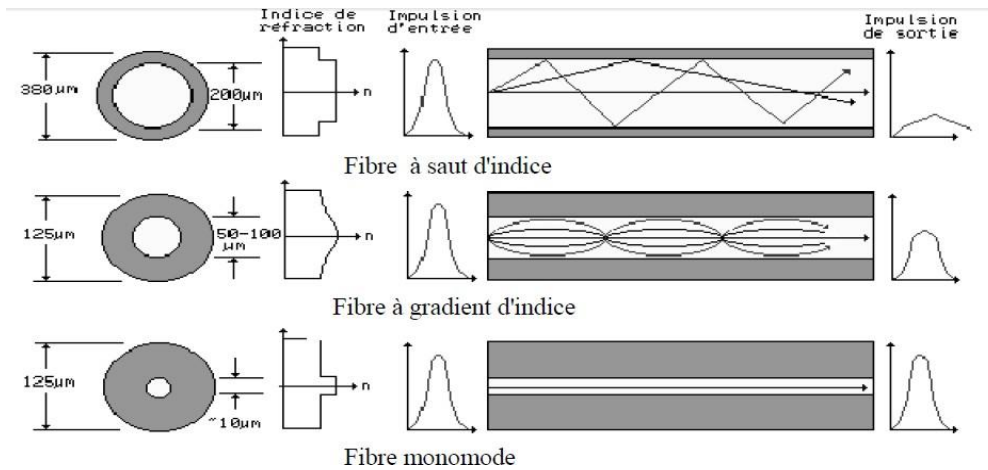


Figure (I.3) : Propagation de la lumière dans les trois types de fibres [9].

I.2.3. Principe de guidage de la lumière

Le principe de guidage de la lumière dans la fibre est simple. En se basant sur l'optique géométrique, la deuxième loi de Snell-Descartes (I.1) nous permet d'expliquer, grâce à la notion de la réflexion totale interne, le principe de guidage de la lumière [7-8].

$$n_1 \sin i = n_2 \sin r \tag{I.1}$$

Où i , r sont, d'après le schéma de la figure (I.3), les angles d'incidence et de réfraction par rapport à la normale N , respectivement.

Mathématiquement et d'après l'équation (I.1), cette loi nous montre qu'un rayon lumineux s'écarte de la normale en passant d'un milieu plus réfringent à un milieu moins réfringent ($n_1 > n_2$). A la valeur de $r = 90^\circ$, l'angle d'incidence atteint l'angle limite

$$\theta_l = \arcsin (n_2/n_1) \tag{I-2}$$

de sorte que le rayon réfracté émerge de façon rasante. Au-delà de cet angle critique, le rayon réfracté est complètement réfléchi, on parle alors de la réflexion totale interne, figure (I 3, a). De cette façon, tous les rayons lumineux qui arrivent à l'interface cœur- gaine avec un angle d'incidence égale ou supérieur à i_l seront guidés en subissant des réflexions internes totales multiples, alors que les autres rayons seront perdus (ou réfractés) dans la gaine, constituant ce qu'on appelle les modes de gaine ou de fuites, figure (I .3).

L'intérêt de ce phénomène est à la base du guidage de la lumière par les jets d'eau dans les fontaines lumineuses et dans tout autre guide d'onde tel que la fibre optique. On note, aussi, que la quantité de lumière injectée dans la fibre dépend de l'ouverture de l'angle d'incidence α_{max} , dont le sinus est appelé ouverture numérique de la fibre [1-4].

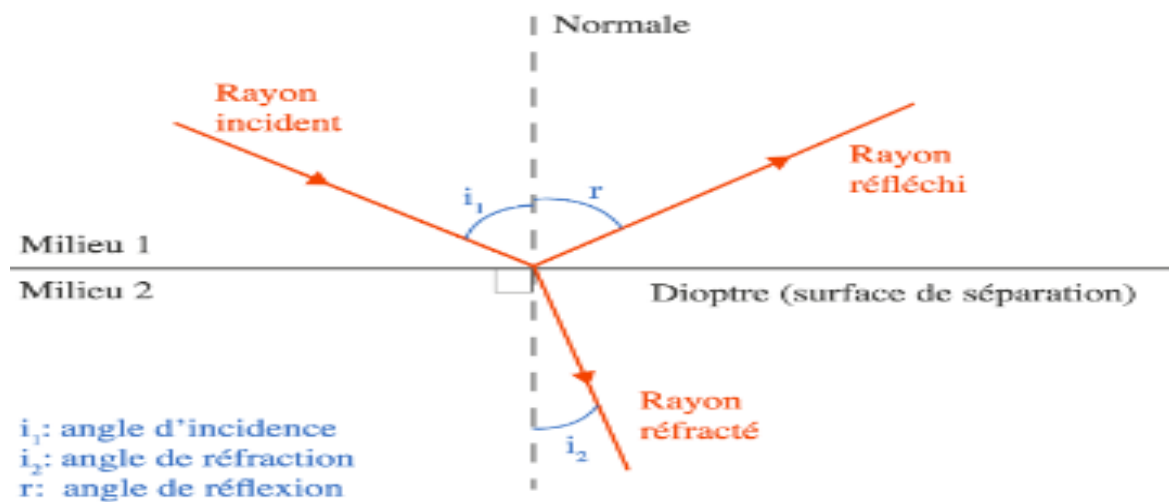


Figure (I.4) : Principe de guidage de la lumière dans une fibre optique [7].

I.2.4. Caractéristiques des fibres optiques

Les principaux paramètres qui caractérisent les fibres optiques utilisées pour les transmissions sont les suivants :

I.2.4.1. Atténuation

L'atténuation caractérise l'affaiblissement du signal lors de la propagation voir (Figure :1.4). Soient P_0 et P_L les puissances à l'entrée et à la sortie d'une fibre de longueur L . L'atténuation linéaire se traduit alors par une décroissance exponentielle de la puissance en fonction de la longueur de fibre :

$$P_L = P_0 e^{-\alpha L} \quad (\text{I-3})$$

α est le coefficient d'atténuation linéaire.

$$\text{L'atténuation est } A = \frac{10}{L} \log\left(\frac{P_0}{P_L}\right) \text{ par(dB/km)} \quad (\text{I-4})$$

On utilise souvent le coefficient α dB exprimé en dB/km et relié à α par $\alpha \text{ dB} = 4.343\alpha$:

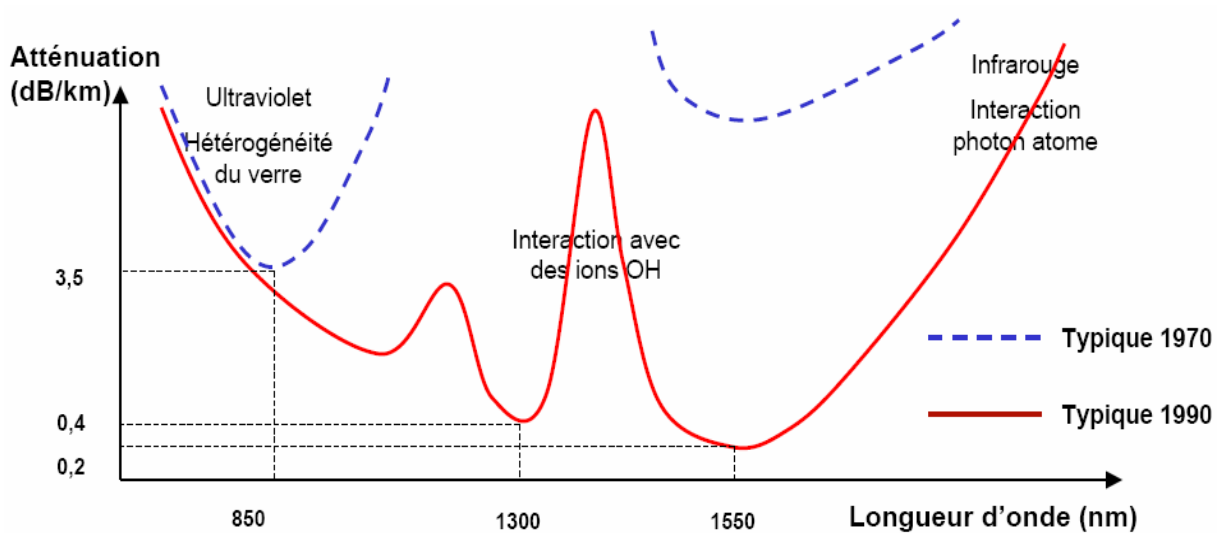


Figure (I.5) : Affaiblissement de la lumière en fonction de la longueur d'onde [10]

On voit les trois fenêtres de prédilection des télécommunications par fibre optique :

Les fibres optiques sont principalement exploitées pour la transmission dans deux plages de longueurs d'onde correspondant aux fenêtres de minimum d'atténuation. Ces fenêtres sont séparées par des pics d'absorption dus aux ions OH^- , issus des molécules d'eau présentes lors du processus de fabrication de la fibre.

Les principales régions spectrales utilisées sont :

Autour de 800 nm, couramment employée dans certaines applications spécifiques

Aux alentours de 1330 nm, privilégiée pour les systèmes de télécommunications à courte portée

Vers 1550 nm, utilisée pour les télécommunications longue distance et les transmissions à haut débit

Les deux principales fenêtres de transmission sont :

La fenêtre à 1300 nm, présentant une largeur de bande d'environ 50 nm et une atténuation moyenne de 0,4 dB/km

La fenêtre à 1550 nm, caractérisée par une largeur de bande de 100 nm et une atténuation moyenne de 0,2 dB/km

L'atténuation des signaux dans ces plages de transmission est optimisée, contribuant ainsi à l'amélioration des performances des systèmes de communication optique.

L'affaiblissement de la lumière dans une fibre optique dépend de la longueur d'onde de la source et est influencé par plusieurs facteurs, notamment :

- **L'absorption par les impuretés** présentes dans le matériau de la fibre
- **La diffusion causée par les impuretés** ou par les défauts aux interfaces entre le cœur et la gaine
- **La diffusion de Rayleigh**, qui résulte de fluctuations microscopiques de l'indice de réfraction
- **Les pertes dues aux courbures et micro-courbures** de la fibre
- **La diffusion et la réflexion aux épissures**, qui peuvent entraîner une diminution de l'intensité du signal transmis

Le schéma ci-dessus illustre que l'affaiblissement est plus marqué dans le domaine du rouge (environ 850 nm) que dans l'infrarouge (entre 1300 et 1550 nm) [9-11]. Cette caractéristique justifie l'utilisation des longueurs d'onde de 1300 nm et 1550 nm dans les systèmes de télécommunications optiques, où l'atténuation est significativement réduite.

I.2.4.2. Dispersion Chromatique

La dispersion chromatique lors de la transmission par fibre avec la dispersion de la polarisation des modes est un des principaux facteurs limitatifs lorsqu'on augmente le débit de transmission. L'impulsion n'est pas vraiment monochromatique, dans les fibres dispersives, les différentes fréquences du spectre d'impulsion se propagent à différentes vitesses, ce qui entraîne l'élargissement de l'impulsion. Les impulsions, à la sortie de la fibre optique, peuvent se recouvrir temporellement en créant une interférence inter-symboles et ainsi la qualité de transmission de l'information sera altérée. Cette dégradation est d'autant plus importante que le débit de transmission augmente. On peut corriger cette dispersion en utilisant les réseaux de

Bragg.

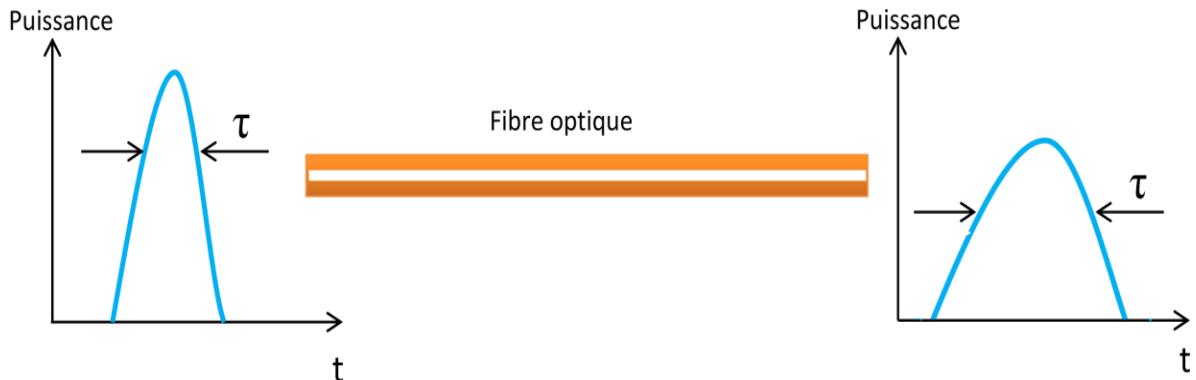


Figure (I.6) : Evolution de l'impulsion pendant sa propagation dans la fibre optique[11]

I.2.4 .3. Non-linéarité

Dans les fibres optiques, la non-linéarité peut avoir des impacts significatifs sur la transmission des signaux. Les principaux effets sont:

Effet Kerr : Cet effet provoque une variation de l'indice de réfraction du matériau en fonction de l'intensité du champ électrique. Cela peut conduire à la formation de solitons et à des distorsions de signaux, particulièrement dans les systèmes à haute puissance.

Diffusion Raman : Ce phénomène implique le transfert d'énergie entre les photons et les phonons, ce qui peut provoquer un décalage fréquentiel des signaux optiques. Cela peut être exploité pour des amplifications, mais peut également engendrer des problèmes de dégradations.

Effet Brillouin : C'est un phénomène de diffusion inélastique qui se produit lorsque des ondes acoustiques interagissent avec des ondes lumineuses. Cela peut conduire à des effets de décalage de fréquence et à la génération de bruits dans les systèmes de communication.

Ces non-linéarités sont essentielles à comprendre pour optimiser les performances des réseaux de communication optique, en particulier dans les applications à haute capacité et à longue distance [4].

I.2. 4.4. Dispersion modale de polarisation (PMD) :

La dispersion modale de polarisation (PMD) caractérise la fibre monomode. Ce phénomène est dû à des défauts dans la géométrie des fibres optiques qui entraînent une différence de vitesse de groupe entre les modes se propageant sur différents axes de polarisation de la fibre [5].

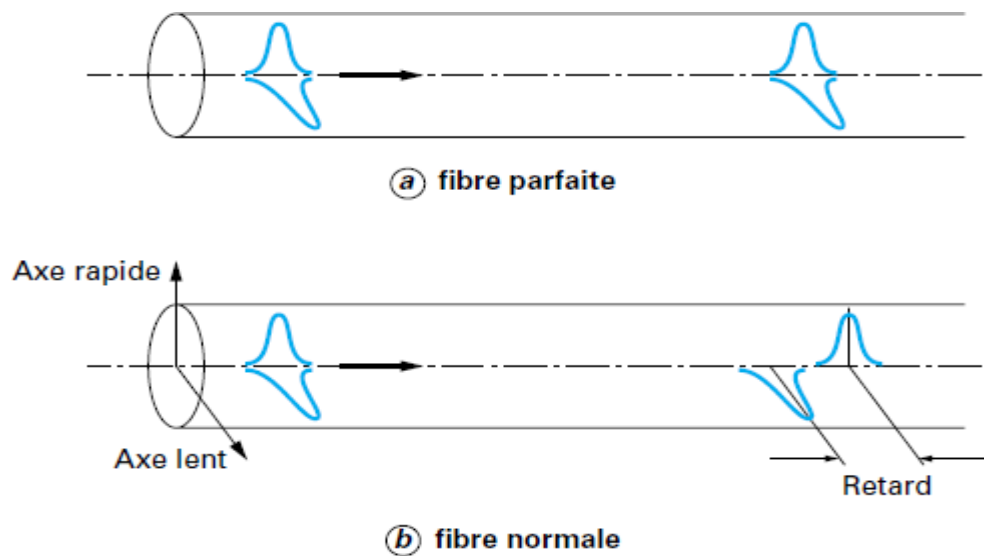


Figure (I.7) : Illustration des effets de la dispersion modal [12]

I.2.4.5. Longueur d'onde de coupure et fréquence normalisée :

La longueur d'onde de coupure λ_c est la longueur en dessous de laquelle la fibre n'est plus monomode. Ce paramètre est relié à la fréquence normalisée, notée V , qui dépend de la longueur d'onde λ , du rayon de cœur a de la fibre et des indices du cœur n_c et de la gaine n_g . La fréquence normalisée est exprimée par :

$$V = (2\pi a \sqrt{n_c^2 - n_g^2}) / \lambda \quad (\text{I-5})$$

Le paramètre V permet de déterminer le nombre de modes de propagation supportés par la fibre optique pour une longueur d'onde λ donnée. Si l'on considère une fibre à saut d'indice (indice de réfraction uniforme dans le coeur et fortement réduit à l'interface entre le coeur et la gaine optique), la fibre est monomode pour $V < 2,405$ et multimode au-delà [6].

I.2.5. Avantage de la fibre optique

La fibre optique se distingue par plusieurs avantages clés qui en font une technologie incontournable pour les connexions Internet et les communications modernes.

En premier, **la vitesse de transmission** est l'un de ses principaux atouts. La fibre optique peut atteindre des débits de plusieurs gigabits par seconde, permettant un téléchargement et un streaming de contenu haute définition en temps réel, sans interruption. Cela est particulièrement précieux dans un monde où la consommation de médias en ligne et le télétravail deviennent omniprésents.

Une **bande passante élevée** de la fibre optique permet à un grand nombre d'utilisateurs et d'appareils de se connecter simultanément sans dégradation de la qualité du service. Cela signifie que même dans les foyers ou les bureaux avec plusieurs appareils connectés, la connexion reste stable et rapide, ce qui est essentiel pour les vidéoconférences et les applications nécessitant une connexion fiable.

La fibre optique présente également une **résistance aux interférences**. Contrairement aux câbles en cuivre, qui peuvent être affectés par des champs électromagnétiques et d'autres sources de bruit, la fibre utilise des signaux lumineux, ce qui réduit considérablement les risques d'interférences et améliore la stabilité de la connexion [2].

Un autre aspect important est sa **capacité de transmission sur de longues distances**. Les signaux lumineux peuvent voyager plusieurs kilomètres sans nécessiter de répéteurs, ce qui rend la fibre optique idéale pour les connexions entre des sites distants, comme dans les infrastructures de télécommunications et les réseaux de grande envergure.

En ce qui concerne la **durabilité**, les câbles en fibre optique sont généralement moins sensibles aux éléments environnementaux, tels que l'humidité, la chaleur et la corrosion. Cela se traduit par une durée de vie plus longue et des coûts d'entretien réduits par rapport aux câbles traditionnels en cuivre.

La **sécurité** est également un avantage majeur. Les signaux de fibre optique sont beaucoup plus difficiles à intercepter que ceux des câbles en cuivre, offrant ainsi une meilleure protection des données contre les tentatives d'accès non autorisées. Cela est particulièrement crucial pour les entreprises qui traitent des informations sensibles.

Enfin, la fibre optique est plus **énergétiquement efficace**. Elle nécessite moins d'énergie pour transmettre des données, contribuant ainsi à réduire les coûts d'exploitation et l'empreinte carbone des infrastructures de communication.

I.3 Généralités sur les capteurs à fibre

Le principe de base d'un système à fibre optique comporte plusieurs blocs élémentaires tels qu'un système d'interrogation, une fibre optique et un capteur. Un capteur à fibre optique est un dispositif qui utilise les propriétés de transmission de la lumière à travers des fibres optiques pour mesurer des grandeurs physiques telles que la température, la pression, la déformation, ou d'autres paramètres environnementaux. Ces capteurs exploitent le fait que la lumière qui circule dans la fibre optique peut être modifiée par des changements dans les conditions physiques du milieu dans lequel la fibre est installée. Sous l'effet d'une perturbation extérieure, le signal lumineux réfléchi sera modifié et son analyse permettra de remonter à la mesure des grandeurs physiques appliqués à la fibre, telles qu'une variation de température ou de pression.

I.3.1 Classement des capteurs à fibre optique

Il existe deux catégories de capteurs utilisant les fibres optiques :

- **Les capteurs extrinsèques** : Dans ce cas, l'utilisation de la fibre n'est que pour transmettre la lumière en provenance et à destination de l'élément de détection. L'intérêt de ce type de capteur est la variation de la puissance de sortie vis-à-vis d'une puissance d'entrée constante suite à l'action d'une grandeur physique appliquée.
- **Les capteurs intrinsèques** : Dans ce cas, la fibre optique représente elle-même l'élément de détection. Dans ce cas, ce sont les paramètres de la fibre comme par exemple l'indice de réfraction qui sont modifiés sous l'effet de la grandeur physique et c'est le cas des capteurs à réseaux de Bragg.

Les capteurs à fibres optiques peuvent aussi être définis suivant trois grandes approches technologiques comme présentées par la figure (I.8) : ceux à mesure ponctuelle, distribuée ou répartie. La mesure est réalisée en un point de la fibre dans le premier cas (capteur interférométrique), dans le deuxième cas le capteur distribué comprend plusieurs éléments sensibles au sein de la fibre (réseaux de Bragg) et dans le cas du capteur réparti la fibre optique présente une sensibilité sur toute sa longueur (rétrodiffusion Rayleigh). Ces mesures dépendent de la bande passante de la source et aussi du détecteur. Une grande bande passante permet d'inscrire plusieurs capteurs dans une même fibre et un détecteur puissant a la capacité de détecter plusieurs variations dans les différents capteurs inscrits.

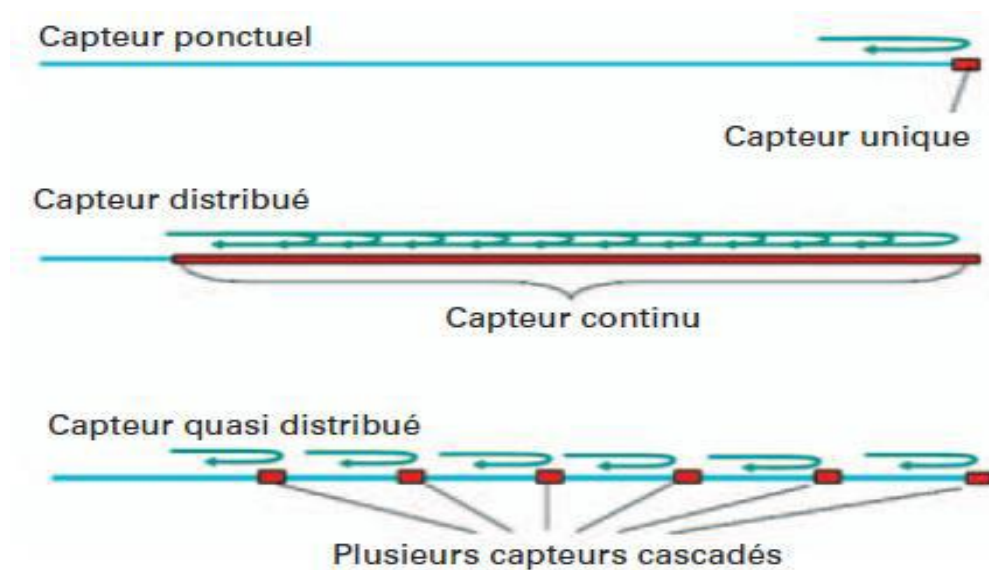


Figure (I.8) Différentes familles de capteur à fibre optique[13].

I.3.2 Architecture d'un capteur à fibre optique

Un capteur à fibre optique est constitué des éléments suivants :

- Un émetteur de lumière, constitué d'une ou de plusieurs sources lumineuses monochromatiques, cohérentes ou non, continues ou impulsionnelles ;
- Un guide d'onde optique : la fibre optique (monomode ou multimode),
- Un récepteur de lumière comme les photodiodes suivies d'un étage électronique d'amplification ;
- Un démodulateur chargé d'extraire les informations sur la grandeur mesurée [6].

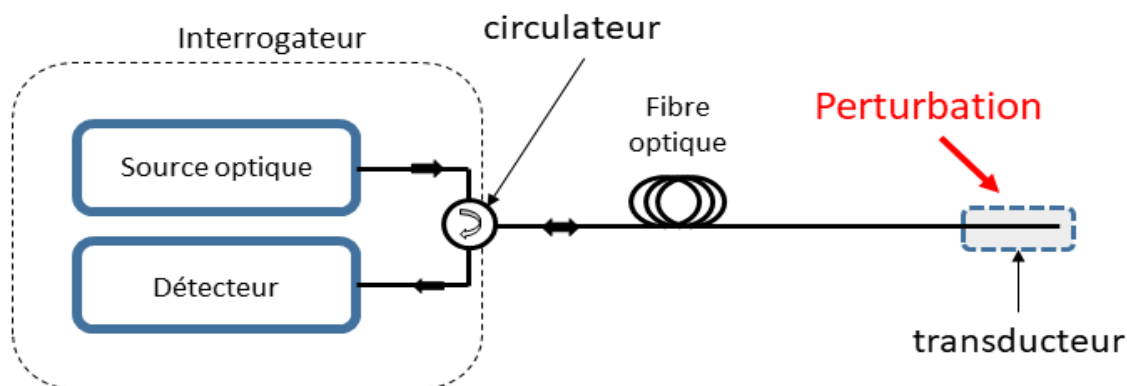


Figure (I.9): Principe d'un capteur à fibre optique [14]

I.3.3 Caractéristiques d'un capteur à fibre optique

Les performances des capteurs à fibre sont typiquement liées aux paramètres métrologiques à savoir l'étendue de mesure, la sensibilité, la limite de détection, le temps de réponse, la résolution, la linéarité et la répétitivité des résultats.

I.3.4 Capteurs à fibre optique à réseaux de Bragg

Le capteur FBG est un capteur optique basé sur une structure de diffraction intégrée à une fibre optique. Cette structure est appelée réseau de Bragg. Lorsqu'une lumière monochromatique entre dans la fibre, une partie de cette lumière est réfléchi à une longueur d'onde spécifique, appelée longueur d'onde de Bragg. Le principe se base sur le fait que les longueurs d'onde de Bragg sont non seulement sensibles à la période du réseau mais aussi au milieu l'entourant. En effet, ce dernier est caractérisé par un ensemble de paramètres dont on peut citer la température, la contrainte, etc. D'ailleurs, le moindre changement dans ces facteurs peut engendrer un décalage des pics des longueurs d'onde de réjection. Et c'est ce glissement de longueur d'ondes qui est exploité pour en faire des capteurs qui peuvent se classer suivant plusieurs types selon la sensibilité face aux facteurs cités précédemment.

Cette longueur d'onde de Bragg dépend de l'indice de réfraction de la fibre et de la périodicité du réseau. Les changements dans la température ΔT , la contrainte se traduit par un décalage de la longueur d'onde de Bragg λ_B résultant de la modification de l'indice de réfraction et la périodicité

du réseau de Bragg. Ainsi, en mesurant ce décalage, on peut déduire la température ou la déformation exercée sur la fibre.

I.4 Domaines d'application des capteurs à fibre optique

Les capteurs à fibres optiques sont largement mis en service dans plusieurs domaines en raison de leurs avantages eu égard à la miniaturisation, la sensibilité, la stabilité thermique, l'immunité aux interférences électromagnétiques et l'ergonomie. Parmi les champs d'application, on peut citer le biomédical, la biochimie, l'industrie, l'aérospatiale et la sécurité [12-14].

En métrologie, ils sont indispensables dans la mesure des paramètres physiques tels que, la température, la pression, les contraintes, l'indice de réfraction et les vibrations.

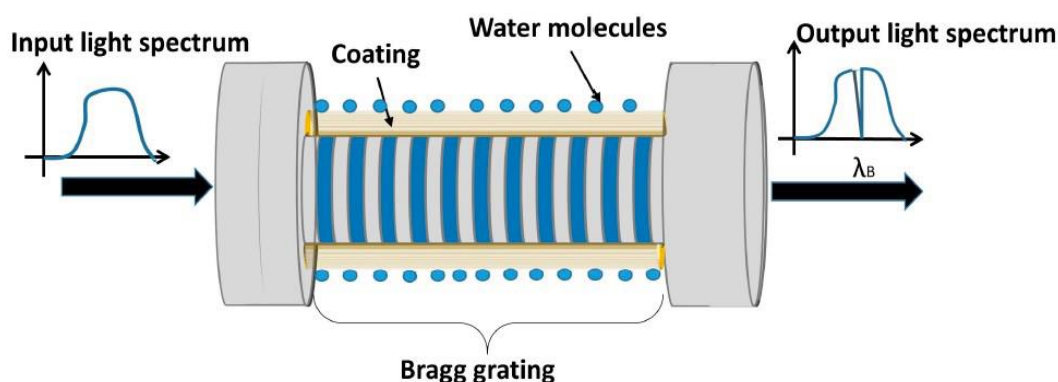


Figure (I.10) : Schéma d'un capteur d'humidité à fibre optique utilisant des réseaux de Bragg [16].

I.5 Applications dans le domaine biomédical

Dans le domaine médical, la fibre optique a transformé les pratiques de diagnostic et de traitement grâce à sa capacité à transporter de la lumière sur de longues distances avec peu de perte, elle permet ainsi d'effectuer des procédures d'imagerie avancées [1-5]. Par exemple, les endoscopes à fibre optique fournissent aux médecins une vue en temps réel de l'intérieur du corps, facilitant ainsi le diagnostic précoce de diverses pathologies. Ces dispositifs permettent non seulement d'observer des organes internes, mais également de réaliser des interventions chirurgicales moins invasives, réduisant ainsi le temps de récupération des patients [7]. Dans ce domaine, l'utilisation des capteurs à fibre optique représentent une avancée significative dans le suivi des paramètres physiologiques. Ils peuvent mesurer avec précision la température, la pression et d'autres variables essentielles, offrant des données en temps réel qui sont cruciales pour une gestion

efficace de la santé des patients. Par exemple, dans les soins intensifs, ces capteurs permettent une surveillance continue des signes vitaux, améliorant ainsi la réactivité des équipes médicales face aux évolutions de l'état de santé des patients [1-8].

I.5.1 Mesure de la température

Les capteurs à fibre optique mesurent la température corporelle avec une grande précision, ce qui est crucial dans les environnements de soins intensifs. Ils peuvent être intégrés dans des dispositifs de monitoring pour :

- ✓ **Surveillance continue** : Ils permettent un suivi en temps réel de la température des patients, ce qui est essentiel pour détecter rapidement des anomalies.
- ✓ **Intégration dans les dispositifs médicaux** : Ces capteurs peuvent être intégrés dans des vêtements intelligents ou des dispositifs portables, facilitant le suivi de la température à domicile.

I.5.2 Mesure de la pression artérielle

Les capteurs à fibre optique offrent une méthode innovante pour surveiller la pression artérielle

Intégration dans des cathéters : Cela permet une surveillance continue de la pression intravasculaire, essentielle pour les soins aux patients gravement malades ou lors de procédures chirurgicales.

Collecte de données en temps réel : Les données recueillies peuvent être analysées pour prendre des décisions médicales éclairées et ajuster les traitements si nécessaire.

I.5.3 Fréquence cardiaque et saturation en oxygène

Les capteurs à fibre optique peuvent également mesurer des paramètres vitaux comme la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène :

Dispositifs portables : Ces capteurs sont intégrés dans des appareils portables, permettant aux patients de surveiller leur état de santé à domicile.

Approche proactive : La surveillance continue favorise une gestion proactive de la santé, permettant d'anticiper et de réagir rapidement aux éventuelles complications[9].

I.5.4 Imagerie médicale

Les capteurs à fibre optique jouent un rôle essentiel dans l'amélioration des techniques d'imagerie médicale :

- ✓ **IRM et échographie** : En mesurant les déplacements des tissus pendant ces examens, les capteurs aident à réduire les artefacts d'image, améliorant ainsi la qualité des images obtenues.
- ✓ **Applications chirurgicales** : Une meilleure imagerie permet aux chirurgiens de planifier et d'exécuter des interventions avec une plus grande précision.

L'imagerie par fluorescence, qui utilise des biomarqueurs pour détecter des maladies, bénéficie également des capteurs à fibre optique :

Détection précoce de maladies : Ces capteurs peuvent détecter les signaux de fluorescence, facilitant ainsi le diagnostic précoce de maladies comme le cancer.

Méthodes non invasives : Cette approche permet d'obtenir des informations précieuses sur l'état des tissus sans avoir besoin d'interventions chirurgicales.

I.5.5 Prothèses et dispositifs médicaux

Les capteurs à fibre optique sont intégrés dans des prothèses intelligentes pour la surveillance des forces appliquées : Cela permet de personnaliser le design des prothèses en fonction des besoins spécifiques des patients, améliorant ainsi leur confort et leur fonctionnalité. Adaptation dynamique : Les prothèses peuvent s'ajuster automatiquement en fonction des activités et des mouvements de l'utilisateur [12].

I.5.6 Dispositifs de surveillance de la réhabilitation

Les capteurs à fibre optique sont également utilisés dans les dispositifs de surveillance et de réhabilitation et la mesure des mouvements et des forces : Cela fournit des données essentielles sur la progression de la réhabilitation, permettant aux médecins d'ajuster les programmes de traitement en temps réel. Amélioration des résultats cliniques : En surveillant précisément la réhabilitation, les patients peuvent récupérer plus efficacement [10].

I.5.7 Applications dans la chirurgie

✓ Chirurgie minimale invasive

Les capteurs à fibre optique sont particulièrement adaptés aux interventions chirurgicales minimales :

Précision accrue : Intégrés dans les instruments chirurgicaux, ils fournissent des données en temps réel sur la pression et la déformation, aidant à éviter les dommages aux tissus environnants.

Meilleure récupération : Les procédures moins invasives entraînent généralement moins de complications et un rétablissement plus rapide pour les patients.

✓ Surveillance Intra-opératoire

La surveillance intra-opératoire est cruciale pour assurer la sécurité des patients :

Mesures des paramètres vitaux : Les capteurs à fibre optique mesurent en continu des paramètres vitaux comme la température et la pression, permettant une réaction rapide en cas de besoin.

Gestion améliorée des interventions : Ces données aident les équipes chirurgicales à adapter leurs actions en fonction de l'évolution de l'état du patient [10-17].

I.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons rappelé les principes fondamentaux des fibres optiques, en abordant leur constitution, les différents types existants ainsi que leurs caractéristiques spécifiques. Les différentes catégories de capteurs à fibre optique ainsi leur principe de fonctionnement a été aussi présenté. Nous avons également défini les capteurs à réseau de Bragg, qui, grâce à leurs propriétés exceptionnelles, se révèlent être des outils précieux dans divers secteurs industriels, ainsi que dans le domaine médical. Les capteurs à fibre optique, et plus particulièrement les capteurs à réseau de Bragg (FBG), ouvrent de nombreuses perspectives dans le suivi des patients et le diagnostic médical. Dans le cadre de notre contribution, nous pouvons anticiper de nouvelles applications des capteurs FBG, dont l'exploration et l'intégration seront abordées dans les chapitres suivants, contribuant ainsi à enrichir les solutions innovantes pour la médecine moderne.

I.7 Reference

- [1] Eiser, G, Optical Fiber Communications. McGraw-Hill, (2011).
- [2] Agrawal, G. P, Fiber-Optic Communication Systems. Wiley, (2012).
- [3] Duncan, M, Journal of Biomedical Optics, 20(6), 061507, (2015).
- [4] Tuchin, V. V, Tissue Optics: Light Scattering Methods and Applications. SPIE Press (2006).
- [5] Rosen, I. J., & Mathews, J. H, Medical Physics, 40(1), 010901, (2013).
- [6] Yuan, M., & Huo, D, Fiber Optic Sensors: Principles and Applications. Sensors, 19(10), 2387, (2019).
- [7] Courtois, J, Les lasers et leurs applications scientifiques et médicales. Institut d'Optique Théorique et Appliquée, (2007).
- [8] Okamoto, K, Fundamentals of Optical Waveguides. Academic Press, (2000).
- [9] Agrawal, G. P. (2002). Fibre-Optic Communication System, 3rd Ed., John Wiley & Sons.
- [10] Laurent, J. (2004). Communications optiques à très haut débit. Examen probatoire, Conservatoire National des Arts et Métiers de Paris, Département STIC.
- [11] Tabassum, S., & Kumar, R, Advanced Materials Technologies, 5(5), 1900792, (2020).
- [12] Ferreti, M, Capteurs à fibres optiques. Techniques de l'ingénieur, Report 1 II, 415, (1994).
- [13] Udd, E, Fiber Optic Sensors, an Introduction for Engineers and Scientists. Wiley Series in Pure and Applied Optics, (1991).
- [14] Kirk, A.G. Fundamentals of Optical Waveguides and Fiber Optic Sensors. Cambridge University Press, (2016).
- [15] Grattan, K.T.V. & Sun, T, Measurement Science and Technology, 11(7), 931-953, (2000).

- [16] Berthold, J.W, Journal of Lightwave Technology, 13(7), 1193-1199,(1995).
- [17] Dakin, J.P. & Culshaw, B. Optical Fiber Sensors`Principles and Components`. Artech House,(1996).

Chapitre : II

***Propriétés générales des réseaux de Bragg à
fibre optique***

III.1 INTRODUCTION

Les fibres optiques, composées principalement de silice, sont devenues des éléments clés dans une multitude d'applications grâce à leurs capacités exceptionnelles de transmission de la lumière. L'un des phénomènes les plus remarquables associés aux fibres optiques est leur capacité à modifier leurs propriétés optiques lorsqu'elles sont exposées à un champ lumineux intense, notamment dans la région de l'ultraviolet (UV). Ce phénomène, connu sous le nom de photosensibilité, a été mis en évidence pour la première fois en 1978 par Hill et ses collaborateurs [1]. Lorsqu'une fibre optique est soumise à une irradiation UV, l'indice de réfraction de la silice subit une variation locale, créant ainsi une structure périodique à l'intérieur de la fibre. Cette structure, appelée réseau de Bragg, est capable de réfléchir certaines longueurs d'onde de lumière en fonction de l'espacement des périodes du réseau et des caractéristiques optiques du matériau.

L'une des avancées majeures dans ce domaine a été la mise au point, en 1989, par G. Meltz et W. Morey, d'une technique permettant d'inscrire ces réseaux de Bragg directement dans les fibres optiques à l'aide d'un faisceau laser ultraviolet [2]. Cette découverte a permis d'exploiter pleinement le potentiel des réseaux de Bragg dans des applications allant des systèmes de communication par fibre optique aux capteurs de haute précision. Grâce à leur capacité à refléter une longueur d'onde spécifique de la lumière, ces réseaux sont devenus des éléments essentiels pour mesurer et surveiller des paramètres physiques tels que la température, la pression, la contrainte, et même pour la détection de certaines propriétés chimiques ou biologiques. Ce phénomène et ses applications ont conduit à l'émergence des réseaux de Bragg photo-inscrits comme une technologie clé dans le domaine des capteurs optiques. Ces réseaux, grâce à leur capacité à réagir aux variations externes et à fournir des mesures très précises en temps réel, ont trouvé des usages dans des secteurs aussi divers que les télécommunications, la surveillance des infrastructures, l'aéronautique et la médecine. Ce chapitre vise à explorer en profondeur la structure des réseaux de Bragg, à décrire les méthodes d'inscription et à comprendre la théorie qui régit la propagation de la lumière au sein de ces structures. Nous examinerons également les multiples applications de cette technologie, en mettant particulièrement l'accent sur leur rôle croissant dans les systèmes de mesure et de surveillance[1-6].

II.2. STRUCTURE ET PRINCIPE D'UN RESEAU DE BRAGG

La figure (II.1) illustre la structure d'un réseau de Bragg inscrit dans une fibre optique, également appelé réseau à fibre de Bragg (FBG). Un FBG de conception simple se caractérise par une modulation périodique de l'indice de réfraction dans la région centrale d'une fibre monomode, s'étendant le long de l'axe de celle-ci.

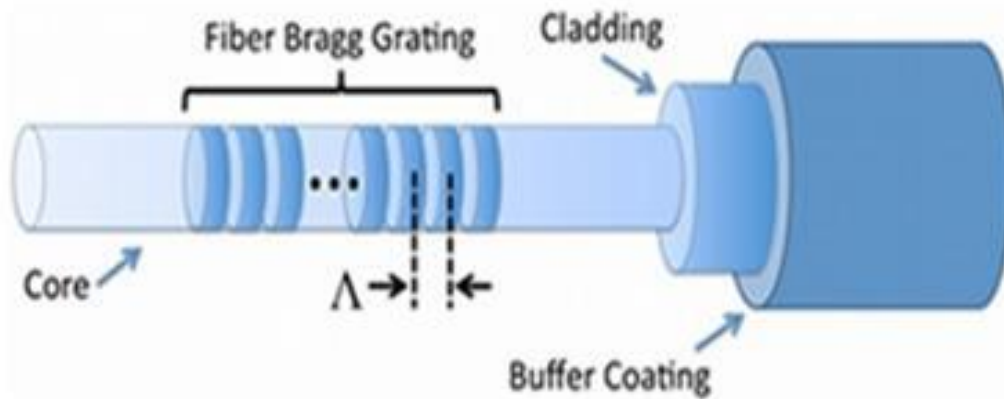


Figure (II.1) : Structure d'un réseau de Bragg [4].

La figure (II.2) illustre le principe de fonctionnement d'un réseau de Bragg, qui repose sur les phénomènes de diffraction et d'interférence de la lumière. Dans une structure FBG, chaque variation de l'indice de réfraction (interface) entraîne la réflexion d'une faible partie de la lumière incidente, un effet connu sous le nom de réflexion de Fresnel. L'ensemble des ondes réfléchies se combine ensuite par interférence constructive à une longueur d'onde spécifique, appelée longueur d'onde de Bragg λ_B . Cette dernière correspond à la condition où un couplage important entre les modes de propagation se produit.

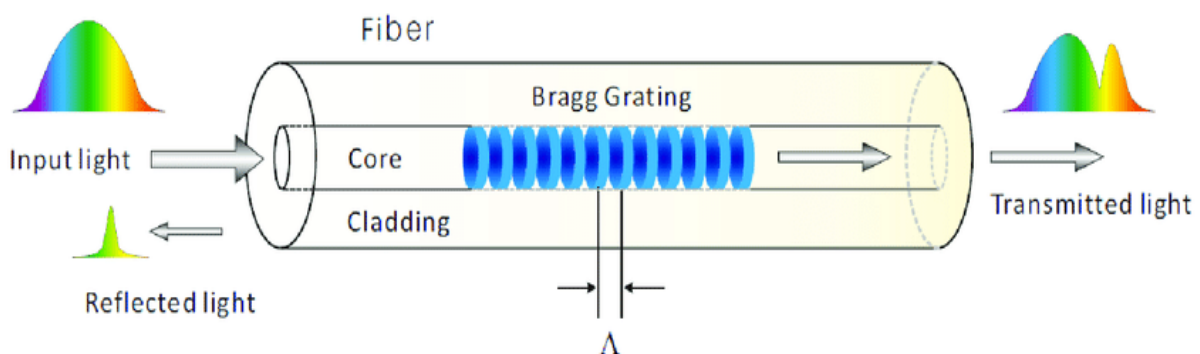


Figure (II.2) : Principe d'un réseau de Bragg [4].

Le réseau de Bragg agit comme un filtre sélectif en longueur d'onde. Les ondes lumineuses dont la longueur d'onde est proche de la longueur d'onde de Bragg λ_B sont partiellement réfléchies

par la structure du réseau, tandis que celles ayant une longueur d'onde différente traversent le réseau sans être affectées de manière significative. La réflexion des ondes obéit à la relation suivante :

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (\text{II.1})$$

Dans cette équation, λ_B désigne la longueur d'onde de Bragg, n_{eff} correspond à l'indice de réfraction effectif du mode fondamental, et Λ représente la période du réseau, soit la distance entre deux points successifs de modulation de l'indice de réfraction.

II.3. METHODES D'INSCRIPTION

Le réseau de Bragg est une microstructure de quelques millimètres pouvant être insérée dans le cœur d'une fibre optique photosensible. En 1978, l'équipe de Hill et ses collègues a accidentellement réalisé la première inscription d'un réseau de Bragg (FBG) en injectant une onde lumineuse provenant d'un laser à argon ionisé ($\lambda=488$ nm) dans une fibre monomode dopée à l'oxyde de germanium. Cette expérience a conduit à la formation d'une onde stationnaire entre les deux extrémités de la fibre, ce qui a engendré une variation périodique de l'indice de réfraction en raison de l'interférence entre l'onde incidente et l'onde réfléchi. Cette méthode a permis l'inscription d'un réseau de Bragg longitudinal, avec une variation d'indice relativement faible. Depuis cette découverte, de nombreuses recherches ont été menées pour développer des procédés d'inscription plus efficaces. La première méthode efficace fut En 1989, G. Meltz et W. Morey ont proposé le procédé holographique transverse [2]. Quelques années plus tard, en 1993, Hill et son équipe ont introduit une méthode optimisée reposant sur l'utilisation d'un masque de phase, un élément diffractif [4], ces deux approches sont brièvement décrites ci-dessous.

II.3.1. Méthode holographique transverse

La méthode d'inscription transverse repose sur la division d'un faisceau ultraviolet en deux faisceaux cohérents qui interfèrent, générant ainsi des franges d'interférence sur la fibre optique. Cette interférence modifie l'indice de réfraction de la fibre à l'endroit exposé. L'appareil expérimental présenté dans la figure (II.3) utilise des miroirs pour diriger les faisceaux vers la zone de gravure. En appliquant un champ d'interférence créé par deux faisceaux à 244 nm, les chercheurs ont pu inscrire un réseau de Bragg transversal à la fibre. Ce réseau a une longueur de 4,4 mm et une modulation de l'indice de réfraction d'environ 3×10^{-5} . Cette méthode permet de réaliser des réseaux de Bragg avec des caractéristiques précises, ouvrant ainsi la voie à diverses applications, notamment dans les capteurs optiques et les dispositifs de communication.

La figure (II.3) illustre le principe du montage utilisé pour la méthode holographique transverse.

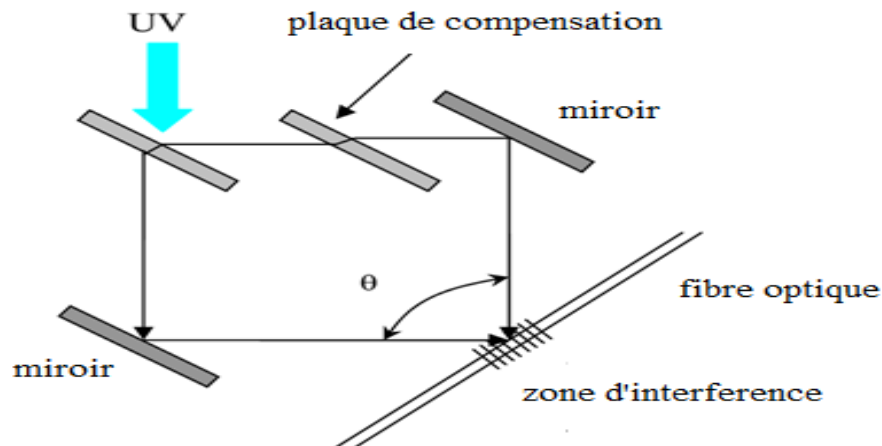


Figure (II.3) : Principe de la méthode holographique transverse [2].

Dans cette technique, la longueur d'onde de Bragg du réseau photo-inscrit est déterminée par l'angle d'interférence entre les deux faisceaux lumineux. Cette propriété permet de concevoir des réseaux de Bragg aux périodes variées, offrant ainsi des caractéristiques adaptées aux applications en télécommunications et en capteurs optiques. La longueur d'onde de Bragg est donnée par l'expression suivante :

$$\lambda_B = \frac{n_{eff} \lambda_{uv}}{n_{uv} \sin \frac{\theta}{2}} \quad (\text{II.2})$$

Où n_{eff} représente l'indice de réfraction effectif du cœur de la fibre, λ_{uv} est la longueur d'onde du faisceau laser utilisé, et n_{uv} désigne l'indice de réfraction du milieu (généralement l'air) à travers lequel se propage le faisceau lumineux.

II.3.2. Méthode du masque de phase

La méthode d'inscription des réseaux de Bragg (FBG) à l'aide d'un masque de phase est largement utilisée en raison de sa haute précision et de son efficacité. Un masque de phase se compose d'une plaque de silice sur laquelle un réseau de diffraction est gravé. Ce réseau a pour rôle de diffracter le faisceau laser incident dans les directions +1 et -1.

Lorsqu'il traverse le masque, le faisceau laser est scindé en deux faisceaux diffractés qui interagissent entre eux, générant des franges d'interférence. Ces franges induisent une modification locale de l'indice de réfraction au sein de la fibre optique, ce qui permet d'inscrire le réseau de Bragg. Cette méthode est appréciée pour sa simplicité d'application et sa fiabilité,

ce qui la rend particulièrement adaptée à la fabrication de réseaux de Bragg, notamment pour leur utilisation dans les télécommunications et les systèmes de capteurs [2,3].

La figure (II.3) montre le principe du masque de phase dans l'inscription des réseaux de Bragg

L'interférence des deux ordres de diffraction génère une modulation de l'indice de réfraction du cœur de la fibre, avec un pas déterminé par celui du masque de phase, défini par la relation suivante

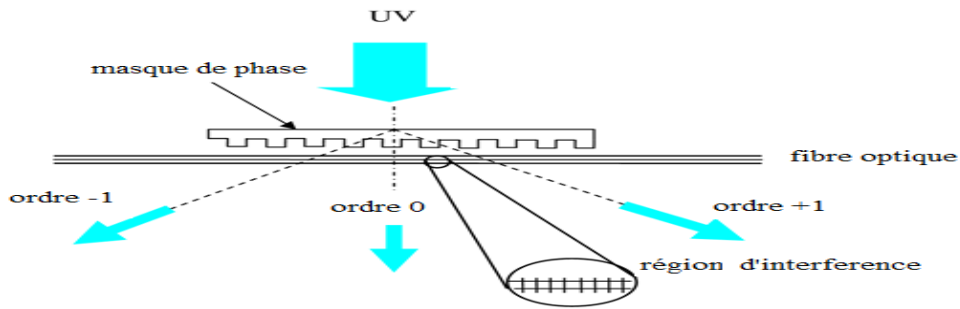


Figure (II.4) : Principe de la méthode du masque de phase [4].

$$\Lambda_B = \frac{\Lambda_{masque}}{2} \tag{II.3}$$

II.4. Différents types de réseaux de Bragg

Il existe plusieurs types de réseaux de Bragg pouvant être gravés sur une fibre optique, chacun ayant des caractéristiques particulières liées au profil de l'indice de réfraction. Ce profil peut être modélisé par une fonction quasi-sinusoidale, comme présenté ci-dessous [3,5] :

$$\Delta n_{eff}(z) = \overline{\Delta n_{eff}}(z) \left\{ 1 + v(z) \cos \left(\frac{2\pi}{\Lambda} z + \theta(z) \right) \right\} \tag{II.4}$$

Où $\overline{\Delta n_{eff}}(z)$ est la modification moyenne de l'indice effectif, $v(z)$ l'apodisation de la modulation d'indice, Λ la période de la modulation et $\theta(z)$ sa phase.

La figure (II.4) présente les différents profils d'indice de réfraction pour les principaux types de réseaux de Bragg inscrits [3,5, 6].

- a) Les réseaux uniformes : $\overline{\Delta n_{eff}}(z)$, $\theta(z)$ et $v(z)$ sont constants et ne varient pas avec z .
- b) Les réseaux à pas variable (chirpés) : $\theta(z)$ est non nul, le pas du réseau varie avec z .
- c) Les réseaux à amplitude variable : $\overline{\Delta n_{eff}}(z)$ varie en fonction de z de façon gaussienne.

- d) Les réseaux apodisés : $\nu(z)$ varie d'une façon sinusoïdale et $\Delta n_{\text{eff}}(z)$ est constant.
- e) Les réseaux à sauts de phase : la phase $\theta(z)$ varie par endroit de façon discontinue par sauts.
- f) Les réseaux échantillonnés : $\nu(z)$ varie d'une façon périodique.

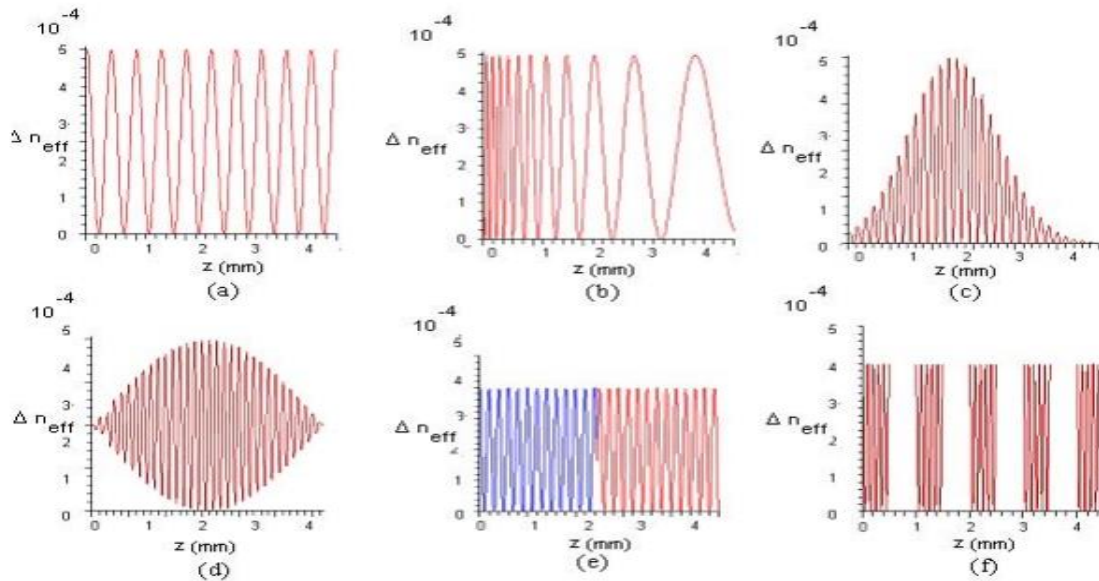


Figure (II.5) : Principaux types de réseaux de Bragg [3].

II.5. Théorie et modélisation des réseaux de Bragg

L'étude et l'analyse de la réponse spectrale des réseaux de Bragg suscitent un grand intérêt. Plusieurs approches théoriques ont été développées pour modéliser les caractéristiques de ce spectre, telles que la longueur d'onde de Bragg, la réflectivité, la dispersion, etc. Parmi ces méthodes, la théorie de Bloch est fréquemment utilisée. Initialement employée pour décrire le mouvement des électrons dans les semi-conducteurs, cette approche a été adaptée aux réseaux de Bragg afin de déterminer les modes propres de propagation [12]. En 1973, A. Yariv a introduit la théorie des modes couplés pour modéliser les réseaux de Bragg (FBG) [13]. Cette méthode est depuis couramment utilisée, en raison de son efficacité prouvée. Elle constitue un outil adapté pour décrire la propagation des ondes optiques dans un guide d'onde à indice de réfraction variant

lentement sur la longueur du guide, et la fibre à réseau de Bragg représente un excellent modèle pour ce type de structure [5- 13].

II.5.1. Théorie des modes couplés

La théorie des modes couplés repose sur le principe selon lequel le champ électrique peut être décrit à l'aide de modes propres. Chaque mode possède une distribution particulière du champ et une fréquence associée. Cette théorie permet d'étudier l'interaction des modes sous l'effet de différentes perturbations :

- **Perturbations** : Lorsque le guide d'ondes subit des modifications (par exemple, un changement de forme, de matériau ou de structure), ces perturbations peuvent influencer les modes. La théorie des modes couplés permet d'analyser ces effets en considérant que les nouveaux champs résultants peuvent être exprimés comme une combinaison linéaire des modes propres non perturbés.
- **Couplage des modes** : Les perturbations génèrent des interactions entre différents modes, ce qui peut entraîner un phénomène de couplage. Cela signifie qu'un mode peut être transféré à un autre, un phénomène essentiel pour des applications comme les circuits photoniques ou les lasers [7-14].

Le champ électrique modal dans une fibre optique peut être représenté par l'expression suivante

$$E_{\pm}(x, y, z) = e_{\pm j}(x, y)e^{\pm i\beta_j z} \quad j=1.2.3 \dots \quad (\text{II.15})$$

Où $e_{\pm j}(x, y)$ désigne l'amplitude de la composante transversale du champ électrique pour le mode j_{\pm} indique la direction de propagation, et β_j correspond à la constante de propagation. Chaque mode possède une valeur unique de β_j . La propagation de la lumière dans un guide d'onde optique est régie par les équations de Maxwell.

Selon la théorie des modes couplés, la composante transverse du champ électrique à une position z dans une fibre perturbée, telle qu'une fibre à réseau de Bragg, peut être exprimée comme une superposition linéaire des modes guidés d'une fibre non perturbée, définie par :

$$\vec{E}_t(x, y, z, t) = \sum_j (E_{+j}(x, y, z, t) + E_{-j}(x, y, z, t)) \quad (\text{II.16})$$

En substituant l'équation du champ modal (II.15) dans (II.16), le champ électrique $\vec{E}_t(x, y, z, t)$ est écrit par [3, 5] :

$$\vec{E}_t(x, y, z, t) = \sum_j [A_j^+(z)e^{i\beta_j z} + A_j^-(z)e^{-i\beta_j z}] \vec{e}_j(x, y)e^{-i\omega t} \quad (\text{II.17})$$

Où $A_j^+(z)$ et $A_j^-(z)$ sont les amplitudes des ondes incidentes et réfléchies respectivement, β_j

La constante de propagation et \vec{e}_j le champ du mode transverse. Avec $\vec{E}_t(x, y, z, t)$, est une des solutions des équations de Maxwell.

L'indice de réfraction du réseau de Bragg $n(x, y, z)$ varie selon la position z le long de la fibre et s'exprime par :

$$n(x, y, z) = n(z) = n_0 + \delta n_0 + \delta n(z) \cos \left[\frac{2\pi}{\Lambda} z + \phi(z) \right] \quad (\text{II.18})$$

Où n_0 est l'indice de réfraction du cœur de la fibre sans perturbation, $\bar{n} = n_0 + \delta n_0$ la valeur moyenne de la modulation de l'indice, en général $n_0 \gg \delta n_0$, $\delta n(z)$ l'amplitude de modulation de l'indice le long de la fibre, $\phi(z)$ la phase du réseau et Λ la période du réseau de Bragg.

La distribution du champ électrique dans le réseau, $\vec{E}_t(x, y, z, t)$ satisfait l'équation scalaire de la propagation d'onde suivante :

$$[\nabla_t^2 + k^2 n^2(x, y, z) - \beta^2] \vec{E}_t(x, y, z, t) = 0 \quad (\text{II.19})$$

Où $k = \frac{2\pi}{\lambda}$, représente le vecteur d'onde, β la constante de propagation dans le vide et λ la longueur d'onde dans le vide.

En substituant le champ électrique $\vec{E}_t(x, y, z, t)$ et l'indice de réfraction $n(x, y, z)$ dans l'équation de propagation (II.19) on obtient les équations des modes couplés suivantes :

$$\frac{dA_n^+}{dz} = i \sum_m A_m^+ (K_{mn}^t + K_{mn}^z) e^{i(\beta_m - \beta_n)z} + i \sum_m A_m^- (K_{mn}^t - K_{mn}^z) e^{-i(\beta_m + \beta_n)z} \quad (\text{II.20})$$

$$\frac{dA_n^-}{dz} = -i \sum_m A_m^+ (K_{mn}^t - K_{mn}^z) e^{i(\beta_m + \beta_n)z} - i \sum_m A_m^- (K_{mn}^t + K_{mn}^z) e^{-i(\beta_m - \beta_n)z} \quad (\text{II.21})$$

Où $K_{mn}^t(z)$ est le coefficient de couplage transversal entre les modes m et n donné par [5] :

$$K_{mn}^t(z) = \frac{\omega}{4} \iint_{\infty} dx dy \Delta \varepsilon(x, y, z) \vec{e}_{mt}(x, y) \vec{e}_{mt}^*(x, y) \quad (\text{II.22})$$

$\Delta \varepsilon$, représente la perturbation de la permittivité, donné par :

$$\Delta \varepsilon \cong 2n_0 \delta n_0 \text{ si } n_0 \gg \delta n_0. \quad (\text{II.23})$$

Le coefficient longitudinal K_{mn}^z est analogue à K_{mn}^t , mais en général, $K_{mn}^t \gg K_{mn}^z$ pour les modes de fibre.

II.5.2. Modélisation des réseaux de Bragg

L'application de la théorie des modes couplés pour le réseau de Bragg repose sur les hypothèses suivantes [5, 14] :

- **La fibre est monomode et sans perte** : Cela signifie qu'il n'existe aucun mode de propagation en dehors du cœur de la fibre, ce qui permet de négliger les modes de la gaine.
- **L'interaction se produit uniquement entre les modes contra-progressifs dans le cœur de la fibre** : L'échange d'énergie se fait exclusivement entre les modes se propageant dans des directions opposées dans le cœur de la fibre.
- **La différence entre les indices de réfraction du cœur et de la gaine est suffisamment faible pour être ignorée** : Cette hypothèse simplifie l'analyse en négligeant l'effet de la gaine sur le comportement des modes dans la fibre.

La distribution du champ électrique $E(z)$ le long de l'axe de propagation z est décrite, en termes de modes fondamentaux incidents et réfléchis, comme suit [5, 14] :

$$E(x, y, z) = [A^+(z)e^{-i\beta z} + A^-(z)e^{i\beta z}]e_t(x, y) \quad (\text{II.24})$$

En remplaçant l'équation (II.24) dans les équations des modes couplés (II.20) et (II.21), on obtient les équations des modes couplés simples suivantes :

$$\frac{dU(z)}{dz} = i\hat{\sigma}(z)U(z) + iK(z)V(z) \quad (\text{II.25})$$

$$\frac{dV(z)}{dz} = -i\hat{\sigma}(z)V(z) - iK^*(z)U(z) \quad (\text{II.26})$$

Où $U(z)$ et $V(z)$ sont respectivement le mode incident et le mode réfléchi, donnés par :

$$U(z) = A^+(z)e^{i\delta z - \frac{\phi}{2}} \quad (\text{II.27})$$

$$V(z) = A^-(z)e^{-i\delta z - \frac{\phi}{2}} \quad (\text{II.28})$$

Avec $\hat{\sigma}(z)$ le coefficient de l'auto-couplage (DC) et $K(z)$ représente le coefficient général de couplage (AC) qui permet l'échange d'énergie entre les modes [5,15].

Le coefficient de l'auto-couplage $\hat{\sigma}(z)$ est donné par cette relation :

$$\hat{\sigma} = \delta + \sigma - \frac{1}{2} \frac{d\phi}{dz} \quad (\text{II.29})$$

Où $\frac{1}{2} \frac{d\phi}{dz}$ décrit la variation de la période du réseau et ϕ la phase. Le désaccord δ est représenté comme suit :

$$\delta = \beta - \frac{\pi}{\Lambda} = \beta - \beta_B \quad (\text{II.30})$$

$$\delta = 2\pi n_{eff} \left(\frac{1}{\lambda} - \frac{1}{\lambda_B} \right) \quad (\text{II.31})$$

Où $\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda$, est la longueur d'onde conçue pour la réflexion de Bragg. Pour une variation minimale de l'indice de réfraction effectif ($\delta n_{eff} \approx 0$) on a :

$$\sigma = \frac{2\pi}{\lambda} \delta n_{eff} \quad (\text{II.32})$$

Le coefficient général de couplage $K(z)$ est donné par cette relation :

$$K = K^* = \frac{\pi}{\lambda} \delta n(z) g(z) v \quad (\text{II.33})$$

Où $g(z)$ représente la fonction d'apodisation et v la visibilité de frange.

II.5.3. Solution des équations des modes couplés

En utilisant les équations des modes couplés (II.25) et (II.26), ainsi que les conditions aux limites relatives à la propagation d'un champ optique à travers un réseau de Bragg, il devient possible de déterminer les coefficients de réflexion et de transmission du réseau. soit un réseau de Bragg de longueur L , de pas Λ , avec un indice de réfraction effectif n_{eff} pour le mode guidé et une longueur d'onde de Bragg λ_B . La figure (II.8) illustre les conditions aux limites liées à la propagation des modes contra-progressifs $U(z)$. Le signal incident, arrivant du côté gauche du réseau, est décrit par les conditions initiales suivantes : $U(0)=1$.

À partir de ces conditions et des équations des modes couplés, il est possible de calculer le coefficient de réflexion du réseau, lequel est donné par :

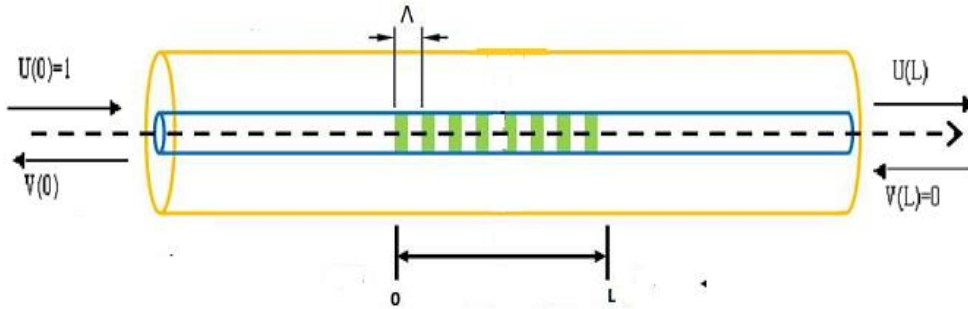


Figure (II.6) : Réflexion et transmission des modes guidés dans un réseau de Bragg

Côté gauche :

$$\begin{cases} U(0) = 1 \\ V(0) = ? \end{cases} \quad (\text{II.34})$$

Côté droit :

$$\begin{cases} U(L) = ? \\ V(L) = 0 \end{cases} \quad (\text{II.35})$$

L'amplitude du coefficient de réflexion r est donnée par :

$$r = \frac{V(0)}{U(0)} \quad (\text{II.36})$$

La réflectivité du réseau de Bragg R est écrite comme suit :

$$R = |r^2| \quad (\text{II.37})$$

II.5.3.1. Réseaux de Bragg uniformes

Dans le cas d'un réseau de Bragg uniforme, les deux coefficients de couplage K et σ sont considérés comme des constantes. De ce fait, il devient possible de résoudre les équations des modes couplés (II.25) et (II.26) de manière analytique. En dérivant ces équations et en utilisant les conditions aux limites spécifiées précédemment par les équations (II.34) et (II.35), on obtient :

$$\begin{aligned} \frac{d^2U}{dz^2} &= (K^2 - \sigma^2)U \\ \frac{d^2V}{dz^2} &= (K^2 - \sigma^2)V \end{aligned} \quad (\text{II.38})$$

D'où, l'amplitude du coefficient de réflexion est donnée par la relation suivante [5, 14,15] :

$$r = V(0) = \frac{-K \sinh(\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} L)}{\hat{\sigma} \sinh(\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} L) + i\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} \cosh(\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} L)} \quad (\text{II.39})$$

La réflectivité du réseau R est donnée par :

$$R = |r|^2 = \frac{\sinh^2(\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} L)}{\cosh^2(\sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} L) - \hat{\sigma}^2 / K^2} \quad (\text{II.40})$$

À la longueur d'onde de Bragg λ_B , le coefficient de l'auto-couplage ($\hat{\sigma}=0$) et le réseau présente un pic de réflectivité R_{max} suivant cette forme :

$$R_{max} = \tanh^2(|K|L) \quad (\text{II.41})$$

II.5.3.2. Réseaux de Bragg non uniformes

La résolution analytique des équations des modes couplés (II.25) et (II.26) pour un réseau de Bragg non uniforme s'avère particulièrement complexe. Pour surmonter cette difficulté, plusieurs approches numériques ont été proposées [18, 19]. La méthode la plus fréquemment employée pour simuler les spectres de réflexion ou de transmission d'un réseau non uniforme est la méthode des matrices de transfert (TMM, Transfer Matrix Method). Cette méthode a été introduite pour la première fois par Yamada [20].

La méthode des matrices de transfert repose sur l'idée de diviser le réseau non uniforme de longueur L en M segments uniformes de longueur L_i , comme le montre la figure (II.11). Chaque segment i est associé à une matrice de transfert F_i . Les termes de cette matrice d'ordre 2 sont généralement définis comme suit [5, 16] :

$$[F_i] = \begin{bmatrix} \cosh(\gamma_B dz) - i \frac{\hat{\sigma}}{\gamma_B} \sinh(\gamma_B dz) & -i \frac{K}{\gamma_B} \sinh(\gamma_B dz) \\ i \frac{K}{\gamma_B} \sinh(\gamma_B dz) & \cosh(\gamma_B dz) + i \frac{\hat{\sigma}}{\gamma_B} \sinh(\gamma_B dz) \end{bmatrix} \quad (\text{II.42})$$

Où $\hat{\sigma}$ est le coefficient de l'auto-couplage donné par la relation (II.29), K le coefficient général de couplage défini par la relation (II.32) et γ_B est décrit comme suit :

$$\gamma_B = \sqrt{K^2 - \hat{\sigma}^2} \quad (K^2 > \hat{\sigma}^2) \quad (\text{II.43})$$

$$\gamma_B = i\sqrt{\sigma^2 - K^2} \quad (K^2 < \sigma^2) \quad (\text{II.44})$$

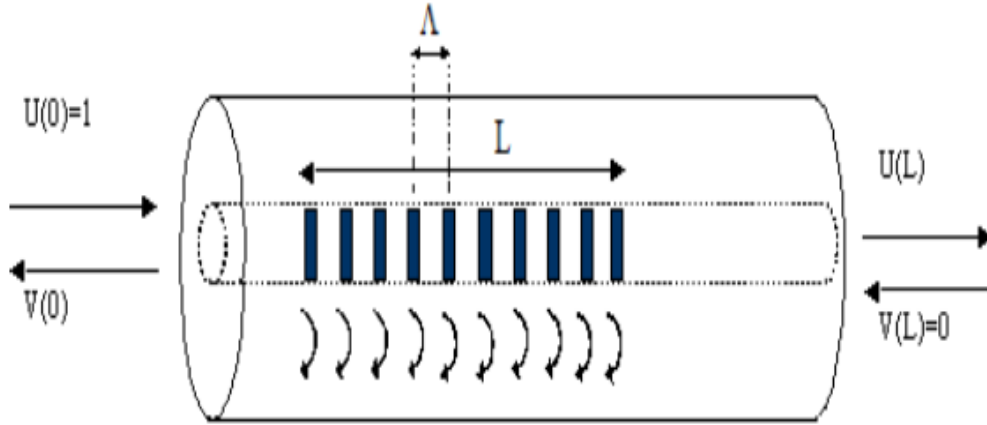


Figure (II.7) : Principe de la méthode des matrices de transfert.

le produit des matrices individuelles permet de trouver la matrice totale qui est présentée par cette relation :

$$\begin{bmatrix} U(L) \\ V(L) \end{bmatrix} = [F_{tot}] \begin{bmatrix} U(0) \\ V(0) \end{bmatrix} \quad (\text{II.45})$$

Où

$$[F_{tot}] = [F_M] \times [F_{M-1}] \times \dots [F_i] \times \dots [F_2] \times [F_1] = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix} \quad (\text{II.46})$$

Avec l'utilisation des conditions aux limites qui sont décrites par les équations (II.34) et (II.35), on obtient enfin le coefficient de réflexion présenté par :

w

$$r = -\frac{F_{21}}{F_{22}}$$

(II.47)

Et le coefficient de transmission donné par :

$$t = \frac{1}{F_{11}} \quad (\text{II.48})$$

II.6. DOMAINES D'APPLICATIONS DES RESEAUX DE BRAGG

Depuis le début des années 90, la technologie d'inscription des réseaux de Bragg dans les fibres optiques a connu un développement rapide, et a atteint une certaine maturité. De nos jours le réseau de Bragg est devenu le composant le plus important et stratégique de plusieurs applications dans la majorité des domaines d'applications de la fibre optique, en particulier dans le domaine des télécommunications et des capteurs [3,7] parmi lesquelles les capteurs utilisés en biomédicale et en médecine.

II.6.1. Domaine des télécommunications

Les réseaux de Bragg présentent de nombreux avantages dans les systèmes de transmission optique, ce qui explique leur popularité croissante dans ce domaine. Parmi ces atouts [3, 7, 8], on trouve :

- ✓ Une compatibilité avec les fibres optiques utilisées dans les réseaux de télécommunication.
- ✓ De faibles pertes d'insertion et une très faible sensibilité à la polarisation.
- ✓ Une fabrication à faible coût de dispositifs de haute qualité sélectifs en longueur d'onde.
- ✓ Une facilité d'intégration dans les systèmes de télécommunication.
- ✓ Une grande sensibilité et une fiabilité exceptionnelle sur le long terme.
- ✓ La capacité à fournir des mesures absolues sans nécessiter de référencement.

Grâce à ces caractéristiques, les réseaux de Bragg sont des composants particulièrement attractifs pour plusieurs applications, telles que : des filtres réglables à bande étroite et à large bande, des

filtres sélectifs en longueur d'onde, et des multiplexeurs/démultiplexeurs dans les systèmes de multiplexage en longueurs d'onde (WDM).

II.6.2. Domaine des capteurs.

Ces dernières années, les capteurs à fibre optique à réseau de Bragg (FBG) ont gagné en popularité grâce à leur capacité à mesurer divers paramètres tels que la température, la contrainte, la pression, l'inclinaison, ainsi que l'impact de facteurs chimiques et biologiques. Ces dispositifs peuvent être utilisés individuellement ou intégrés dans un réseau de capteurs à plusieurs points, offrant ainsi une surveillance étendue et précise. [15,19].

La figure (II.8) représente le principe physique d'un capteur à réseau de Bragg

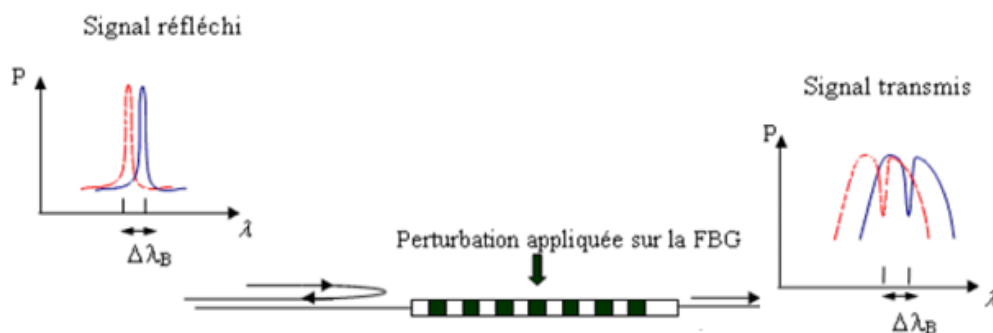


Figure (II.8) : Principe physique d'un capteur à réseau de Bragg.

Les capteurs à réseau de Bragg à fibre optique (FBG) se révèlent être des dispositifs idéaux pour une multitude d'applications. Leur utilisation se développe rapidement dans des secteurs variés, tels que le génie civil, l'aéronautique, et plus récemment, dans le domaine médical. Par exemple, ces capteurs permettent de surveiller des paramètres essentiels comme la température, la pression artérielle, le stress, ainsi que les déformations, tout en étant utilisés dans des domaines spécialisés comme l'imagerie médicale et la chirurgie invasive.

La précision exceptionnelle et la capacité de ces capteurs à fonctionner dans des environnements complexes les rendent de plus en plus indispensables dans les systèmes de surveillance avancés. Leur flexibilité et fiabilité leur permettent de répondre aux exigences de nombreuses applications critiques, en particulier dans les domaines où une surveillance continue et précise est essentielle.

II.6.2.1. Dépendance de la longueur d'onde de Bragg à la température

Nous avons vu dans la relation (II.1) que la longueur d'onde de Bragg s'exprime en fonction de l'indice de refraction effectif et de la période du réseau. Ces deux grandeurs physiques sont aussi sensibles aux sollicitations externes d'origine thermique, mécanique, hydrostatique, électromagnétique et même chimique [7-11].

La dépendance de la longueur d'onde de Bragg à la température peut être déterminée en différenciant l'équation (II.1) comme suit :

$$\lambda_B(T) = 2n(T)\Lambda(T) \quad (\text{II.5})$$

La différentiation de l'expression (II.5) par rapport à la température donne :

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n}{\partial T} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T \quad (\text{II.6})$$

en divisant l'expression (II.6) par λ_B , deux coefficients apparaissent :

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \left(\frac{1}{n} \frac{\partial n}{\partial T} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T = (\alpha_n + \alpha_\Lambda) \Delta T \quad (\text{II.7})$$

Où $\alpha_n = \left(\frac{1}{n} \frac{\partial n}{\partial T} \right)$ est le coefficient thermo-optique qui correspond à la variation de l'indice de réfraction due à une variation de la température ΔT . Pour une fibre optique en silice, $\alpha_n \approx 6.94 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$.

$\alpha_\Lambda = \left(\frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \approx 0.5 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$. représente le coefficient de dilatation thermique du pas due à une variation de température ΔT .

II.6.2.2. Dépendance de la longueur d'onde de Bragg à la contrainte

L'application d'une contrainte sur un réseau de Bragg induit une variation de la longueur d'onde de Bragg. On peut déterminer ce décalage en différenciant l'équation (II.1) comme suit :

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n}{\partial \varepsilon} + n \frac{\partial \Lambda}{\partial \varepsilon} \right) \Delta \varepsilon \quad (\text{II.8})$$

Où $\Delta \varepsilon$ représente la variation de la contrainte appliquée sur le réseau. On considère que le réseau de Bragg est soumis à une déformation uni axiale selon l'axe z, et que la matière de la fibre

optique est homogène et isotrope. En divisant l'expression (II.8) par λ_B , on trouve la relation suivante :

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \left(\frac{1}{n} \frac{\partial n}{\partial \varepsilon} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial \varepsilon} \right) \varepsilon_Z \quad (\text{II.9})$$

Avec :

$$\left(\frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial \varepsilon} \right) \cong 1 \quad (\text{II.10})$$

$$\left(\frac{1}{n} \frac{\partial n}{\partial \varepsilon} \right) = -\frac{n^2}{2} [P_{12} - \nu(P_{11} + P_{12})] \quad (\text{II.11})$$

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \left(1 - \frac{n^2}{2} [P_{12} - \nu(P_{11} + P_{12})] \right) \varepsilon_Z \quad (\text{II.12})$$

Où P_{12} et P_{11} sont les coefficients de Pockel et ν est le coefficient de Poisson.

II.6.2.3. Dépendance de la longueur d'onde de Bragg à une pression hydrostatique

Comme précédemment, on peut déterminer l'influence de la variation de la pression hydrostatique sur la longueur d'onde de Bragg en tenant compte que :

$$\varepsilon_Z = -(1 - 2\nu) \frac{\Delta P}{E} \quad (\text{II.13})$$

Où ΔP est la variation de la pression hydrostatique et E le module de Young. En substituant l'équation (II.13) dans l'équation (II.12), on trouve la relation suivante :

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = -\left(1 - \frac{n^2}{2} [P_{12} - \nu(P_{11} + P_{12})] \right) (1 - 2\nu) \frac{\Delta P}{E} \quad (\text{II.14})$$

II.7. Exemple d'application d'un capteur FBG dans le domaine biomédical

II.7.1. Surveillance de la température

Les capteurs FBG sont utilisés pour surveiller la température des tissus pendant les interventions chirurgicales ou dans des applications de thérapie. Leur capacité à fournir des mesures précises en temps réel est essentielle pour éviter des variations thermiques nuisibles et optimiser les traitements.

II.7.2. Mesure de la pression artérielle

La pression appliquée sur le capteur modifie l'indice de réfraction de la fibre optique, ce qui entraîne un décalage de longueur d'onde. Les capteurs FBG sont intégrés dans des cathéters

pour mesurer la pression directement à l'intérieur des vaisseaux sanguins, offrant ainsi un suivi précis et continu de la pression artérielle.

II.7.3. Détection de la déformation

Les capteurs FBG sont capables de détecter les changements de stress ou de déformation dans les matériaux. Ils sont utilisés dans des implants ou des dispositifs médicaux pour surveiller les charges mécaniques, telles que dans les prothèses. Cela permet une évaluation continue de l'intégrité des implants et une détection précoce de possibles défaillances.

II.7.4. Surveillance de la santé des tissus

Les capteurs FBG peuvent être utilisés pour détecter des changements dans les propriétés des tissus, tels que la rigidité ou la composition. Ces capteurs sont particulièrement utiles dans le suivi des tumeurs ou des tissus après une chirurgie, permettant aux professionnels de santé de suivre de près l'évolution de l'état des tissus et de prendre des décisions thérapeutiques éclairées[14-21].

II.8. CONCLUSION

Dans ce chapitre, la structure d'un réseau de Bragg a été présentée ainsi que son principe de fonctionnement. Les deux techniques de photo-inscription des réseaux de Bragg dans une fibre optique comme la méthode holographique et la méthode de masque de phase ont été citées. Nous avons approfondi la théorie de la propagation des ondes lumineuses à travers cette structure FBG, en appliquant les équations des modes couplés pour décrire le comportement de la lumière dans ce type de réseau.

La méthode des matrices de transfert (TMM) a été bien détaillée, une approche essentielle dans l'analyse du spectre de réflectivité du réseau.

Nous avons également étudié l'impact des sollicitations externes sur les deux paramètres clés du réseau de Bragg : le pas du réseau et l'indice de réfraction. Ces paramètres sont sensibles aux variations thermiques, aux contraintes mécaniques, ainsi qu'à la pression hydrostatique. Ces phénomènes ont un effet direct sur la performance du capteur FBG, modifiant la longueur d'onde de Bragg et ainsi la réflexion de la lumière. La sensibilité de ces paramètres aux variations externes constitue un avantage majeur pour les réseaux de Bragg dans le domaine de la détection. Comme nous l'explorerons plus en détail dans le troisième chapitre, cette sensibilité permet une mesure précise et en temps réel de multiples paramètres physiques, offrant des applications

variées, notamment dans des secteurs comme le biomédical. Les réseaux de Bragg, grâce à leurs caractéristiques uniques, se révèlent donc d'une importance pour la conception de capteurs capables de fournir des informations fiables dans des environnements complexes et critiques, là où la précision et la réactivité sont essentielles[17-21].

II.9. Références

- [1] K. O. Hill, Y. Fujii, D. C. Johnson, and B. S. Kawasaki, " *Appl. Phys. Lett.*, vol. 32, pp. 647-649, (1978).
- [2] G. Meltz, W. W. Morey, and W. H. Glenn, *Opt. Lett.*, vol. 14, no. 15, pp. 823-825, (1989).
- [3] R. Kashyap, *Fiber Bragg Gratings*, 2nd ed. London, UK: Academic Press, (2009).
- [4] D. Kinet, J. Sol, G. Reekmans et al., Fiber Bragg grating sensors toward structural health monitoring: Review, *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 7394–7429 (2014)
- [5] J. Carrier, Écriture de réseaux de Bragg par laser femtoseconde, Mémoire MSc, Université Laval (2013).
- [6] G. Zito & S. Pissadakis, Holographic polymer-dispersed liquid crystal Bragg grating integrated inside a solid core photonic crystal fiber, arXiv (2013)
- [7] M. A. Preciado, A. El-Taher, X. Shu et al , Distributed delay-line interferometer based on a Bragg grating in transmission mode, arXiv (2016).
- [8] I. Riant, *C. R. Physique*, vol. 4, no. 1, pp. 41-49, (2003).
- [9] A. D. Kersey, M. A. Davis, H. J. Patrick, M. LeBlanc, K. P. Koo, C. G. Askins, M. A. Putnam, and E. J. Friebele, *J. Lightwave Technol*, vol. 15, no. 8, pp. 1442-1463, (1997).
- [10] Y. J. Rao, *Meas. Sci. Technol.*, vol. 8, no. 4, pp. 355-375, (1997).
- [11] S. S. Saini, C. Stanford, S. M. Lee, J. Park, P. DeShong, W. E. Bentley, and M. Dagenais, *IEEE Photonics Technol. Lett.*, vol. 19, no. 18, pp. 1341-1343, (2007).
- [12] P. S. J. Russell, vol. 299, no. 5605, pp. 358-362, (2003).
- [13] A. Yariv, *IEEE J. Quantum Electron*, vol. 9, no. 9, pp. 919-933, (1973).
- [14] A. W. Snyder and J. D. Love, *Optical Waveguide Theory*, London, UK: Chapman and Hall, (1983).

- [15] X. Wu, “Étude de cavités optiques formées de miroirs de Bragg à réseaux à pas variable: application aux filtres et lasers,” Ph.D. dissertation, Supélec, France, (2012).
- [16] A. Ikhlef, R. Hedara, and M. Chikh-Bled,” *Int. J. Sci. Comput. Sci. Inform.*, vol. 9, no. 1, pp. 12-18, (2012).
- [17] M. Suleiman, “Conception d’un capteur optoélectronique par interférométrie à rétro-injection optique pour la modulation des signaux de fibres optiques à réseaux de Bragg,” Ph.D. dissertation, Univ.de Toulouse, France, (2008).
- [18] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing, 2nd ed.* Cambridge, UK: Cambridge Univ. Press, (1992).
- [19] L. A. Weller-Brophy and D. G. Hall, *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 2, no. 5, pp. 863-871, (1985).
- [20] M. Yamada and K. Sakuda, *Appl. Opt.*, vol. 26, no. 16, pp. 3474-3478, (1987).
- [21] H. Kogelnik, *Bell Syst. Tech. J.*, vol. 48, no. 9, pp. 2909-2947, (1969).

Chapitre : III

Réponses spectrales d'un capteur FBG

III.1 Introduction

Ce chapitre sera consacré à l'analyse des propriétés spectrales des réseaux de Bragg en fibre (FBG) et les simulations seront réalisées à l'aide du logiciel Matlab. En premier nous nous concentrerons sur l'influence de plusieurs paramètres clés, tels que la longueur du réseau, l'indice de réfraction et le coefficient de couplage sur la performance de celui-ci. Cette méthode nous aidera à mieux comprendre comment ces paramètres influencent la réponse spectrale des FBG. Nous aborderons également l'impact de facteurs externes, tels que la température, la pression hydrostatique et les contraintes mécaniques, qui peuvent modifier la longueur d'onde de Bragg et affecter ainsi les performances des capteurs FBG[4-5]. Ce chapitre offrira une vue d'ensemble des mécanismes sous-jacents et des applications possibles des FBG, en mettant l'accent sur la façon dont ces paramètres interagissent pour déterminer leur comportement optique. L'objectif est de comprendre comment ces éléments peuvent être manipulés pour améliorer les applications des FBG dans des domaines aussi divers que la surveillance des infrastructures surtout la médecine et d'autres applications industrielles[13].

III.2. Réseau de Bragg uniforme

III.2.1 Définition

Un réseau de Bragg uniforme est caractérisé par un indice de réfraction n_{eff} et une période fixée sur toute la longueur du réseau [3].

L'indice de réfraction $n(z)$ d'un réseau de Bragg uniforme est donné par l'équation suivante :

$$n(z) = \bar{n}(z) + \Delta n \cos\left(\frac{2\pi}{\Lambda} z\right) \quad (\text{III.1})$$

Où $\bar{n}(z)$ donne la valeur moyenne de l'indice de réfraction, Δn la variation maximale de l'indice de réfraction et Λ la période du réseau.

Pour qu'un réseau de Bragg réfléchisse efficacement la lumière, il doit satisfaire la condition de Bragg donnée par la relation suivante :

$$\lambda_B = 2\Lambda n_{\text{eff}} \quad (\text{III.2})$$

où λ_B représente la longueur d'onde de la lumière réfléchiée et n_{eff} l'indice de réfraction effectif. Le coefficient de couplage κ est une mesure de l'efficacité de la modulation de l'indice de réfraction pour réfléchir la lumière et il est défini par :

$$\kappa = \frac{\Delta n \cdot \omega}{c} \tag{III.3}$$

où ω représente la fréquence de la lumière et c la vitesse de la lumière dans le vide[1]

III.2.2 Réponses spectrales

La réflectivité $R(\lambda)$ et le coefficient de transmission $T(\lambda)$ du réseau sont définis par les relations suivantes :

$$R(\lambda) = \frac{(\kappa)^2 \sinh^2(\gamma_B L)}{(\sigma)^2 \sinh^2(\gamma_B L) - \gamma_B^2 \cosh^2(\gamma_B L)} \tag{III.4}$$

$$T(\lambda) = \frac{\gamma_B^2}{(\sigma)^2 \sinh^2(\gamma_B L) + \gamma_B^2 \cosh^2(\gamma_B L)} \tag{III.5}$$

La figure (III.1) représente les spectres de réflexion et de transmission d'un réseau de Bragg uniforme dont les valeurs utilisées dans la simulation sont les suivantes :

$\Lambda = 50\text{nm}$, $\delta n = 2 \cdot 10^{-4}$, $L = 10\text{mm}$, $\bar{n} = 1.47$, $\lambda_B = 1540\text{nm}$

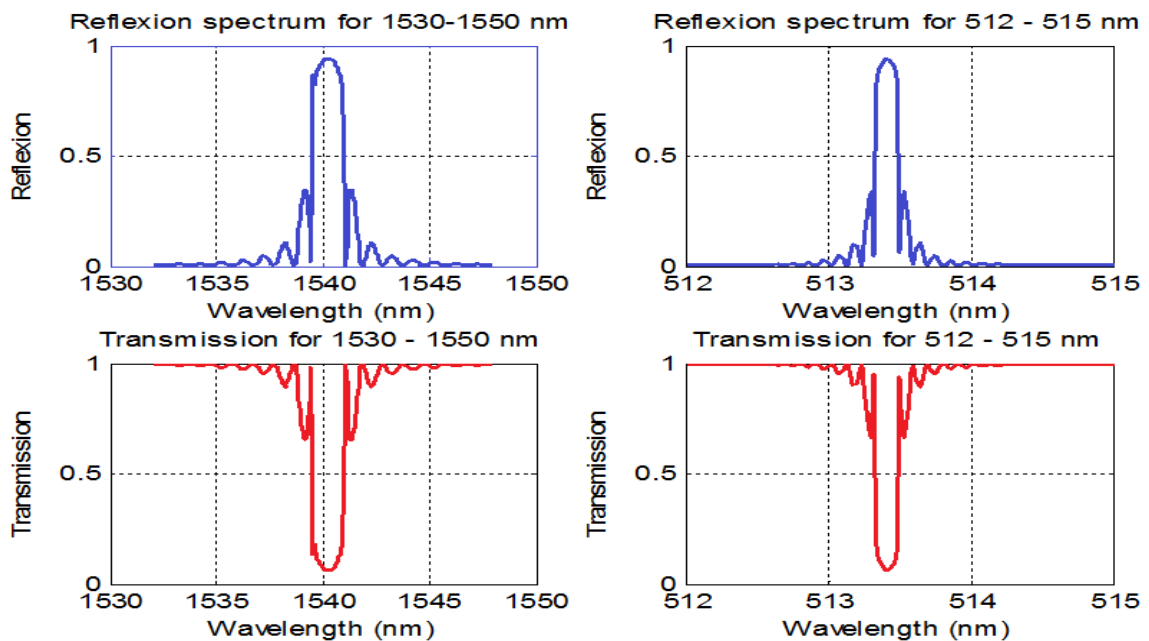


Figure (III.1) : Spectres de réflexion (a) et de transmission (b) d'un réseau de Bragg uniforme.

La figure montre clairement les spectres de réflexion et de transmission obtenus par simulation numérique avec Matlab parfaitement symétriques, ce qui explique la conservation de l'énergie totale lors de la propagation : $R+T=1$.

La gamme de longueurs d'onde de 512 nm à 515 nm se situe dans le spectre de la lumière visible, plus précisément dans la région de la lumière verte. Cette plage de longueurs d'onde de 512 nm à 515 nm est très polyvalente, avec des applications allant de l'ingénierie à la médecine. La capacité des capteurs FBG à détecter des changements précis dans cette gamme en fait un outil précieux dans divers domaines [4].

La gamme de 1530 nm à 1550 nm est essentielle pour les communications modernes et les applications de surveillance, offrant des avantages significatifs en termes de performance et de sensibilité.

III.2.3 Largeur à mi-hauteur FWHM

La largeur à mi-hauteur du spectre est définie comme la distance entre les deux longueurs d'onde λ_1 et λ_2 où la réflexion est à la moitié de la valeur maximale [7]

$$\text{FWHM} = \lambda_2 - \lambda_1 \quad (\text{III.6})$$

Une largeur de pic plus étroite signifie que le capteur peut mieux distinguer les variations de la longueur d'onde sous variation de température et de contrainte ou d'une pression hydrostatique et dans ce cas ceci est synonyme d'une meilleure résolution dans les mesures, ce qui est crucial pour les applications de détection.

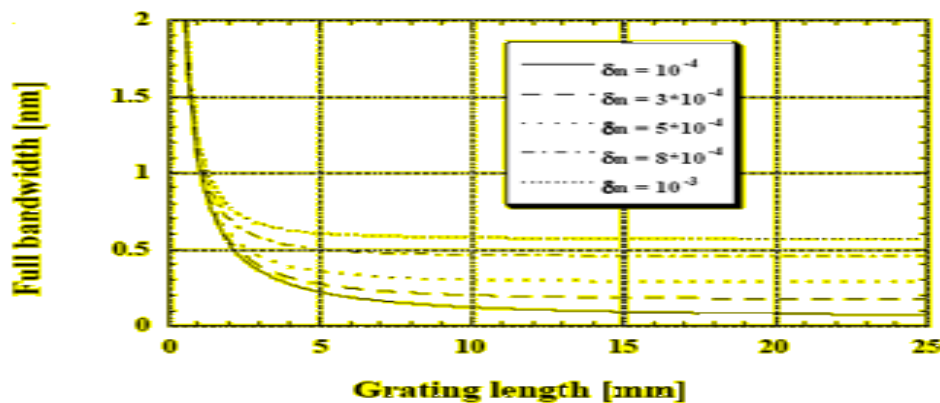


Figure (III.2) : Largeur à mi-hauteur [10].

Nous remarquons d'après la figure (III.2) que les longueurs inférieures à 1mm entraînent une variation conséquente sur la largeur spectrale à mi-hauteur, par contre pour les réseaux de longueur supérieure à 10 mm, la variation de cette dernière n'influe pas sur la largeur à mi-hauteur. Aussi, la variation de l'indice de réfraction n'influe pas trop sur la valeur de cette même largeur, contrairement aux réseaux longs où une grande variation linéaire de l'indice de réfraction est remarquable [12].

III.2.4 Réponse spectrale d'un réseau de Bragg uniforme et facteur de couplage

Pour la longueur d'onde de Bragg, le facteur de couplage propre est $\sigma = 0$, le réseau présente dans ce cas un pic de réflexion donné par la relation suivante [6] :

$$R_{\max} = \tanh^2 (KL) \quad (\text{III.7})$$

Où K représente le coefficient de couplage et L la longueur du réseau.

La figure (III.3) montre la dépendance du pic de réflexion d'un réseau de Bragg uniforme en fonction du produit de couplage KL où K est exprimé en cm^{-1} et L en cm.

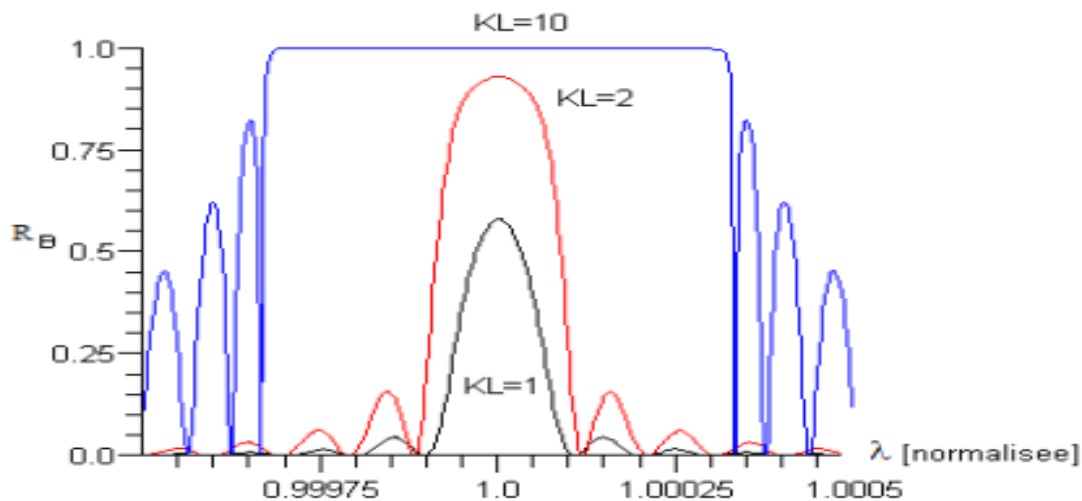


Figure (III.3) : Réflectivité d'un réseau de Bragg pour différentes valeurs de KL.

Lorsque KL est faible, l'interférence constructive n'est pas suffisamment forte pour générer un maximum de réflexion. Les ondes réfléchies ne s'additionnent pas efficacement, la réponse en fréquence du réseau est étroite, ce qui signifie qu'il ne réfléchit qu'une petite plage de longueurs d'onde. La figure montre que quand kL augmente les ondes réfléchies commencent à interagir

de manière constructive et cela génère une augmentation significative de la réflectivité. De ce fait, le réseau devient capable de réfléchir une gamme plus large de longueurs d'onde. Cette largeur spectrale accrue est due à une meilleure efficacité de l'interférence [15].

La figure (III.4) montre l'évolution du pic de réflectivité du réseau de Bragg en fonction du facteur de couplage.

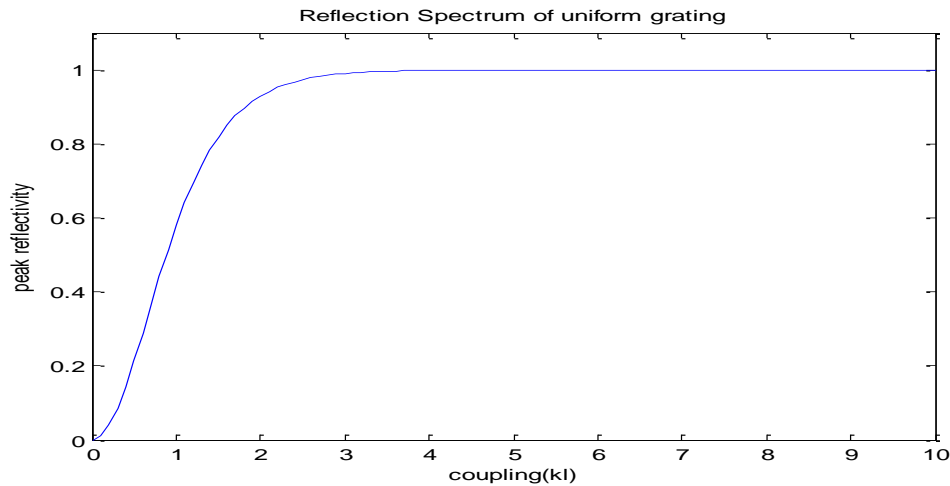


Figure (III.4) : Pic de réflexion en fonction du facteur de couplage KL.

D'après la figure (III.4), on peut distinguer clairement une réflectivité R supérieure à 99% dans le cas d'un couplage fort ou KL est supérieur à 3 et une réflectivité R inférieure à 99% dans le cas d'un couplage faible inférieur à 3.

III.2.5. Impact de la longueur du réseau FBG sur la réponse spectrale

La figure (III.5) illustre la réflectivité d'un FBG uniforme ou la variable choisie en premier est la longueur du réseau L avec un indice δ_n constant. Les valeurs utilisées dans la simulation sont les suivantes : $\Lambda = 50\text{nm}$, $\delta_n = 2.10^{-4}$, $\bar{n} = 1.47$, $\lambda_B = 1550\text{ nm}$ et les valeurs choisies pour L sont 5mm, 7mm, 10mm et 15mm.

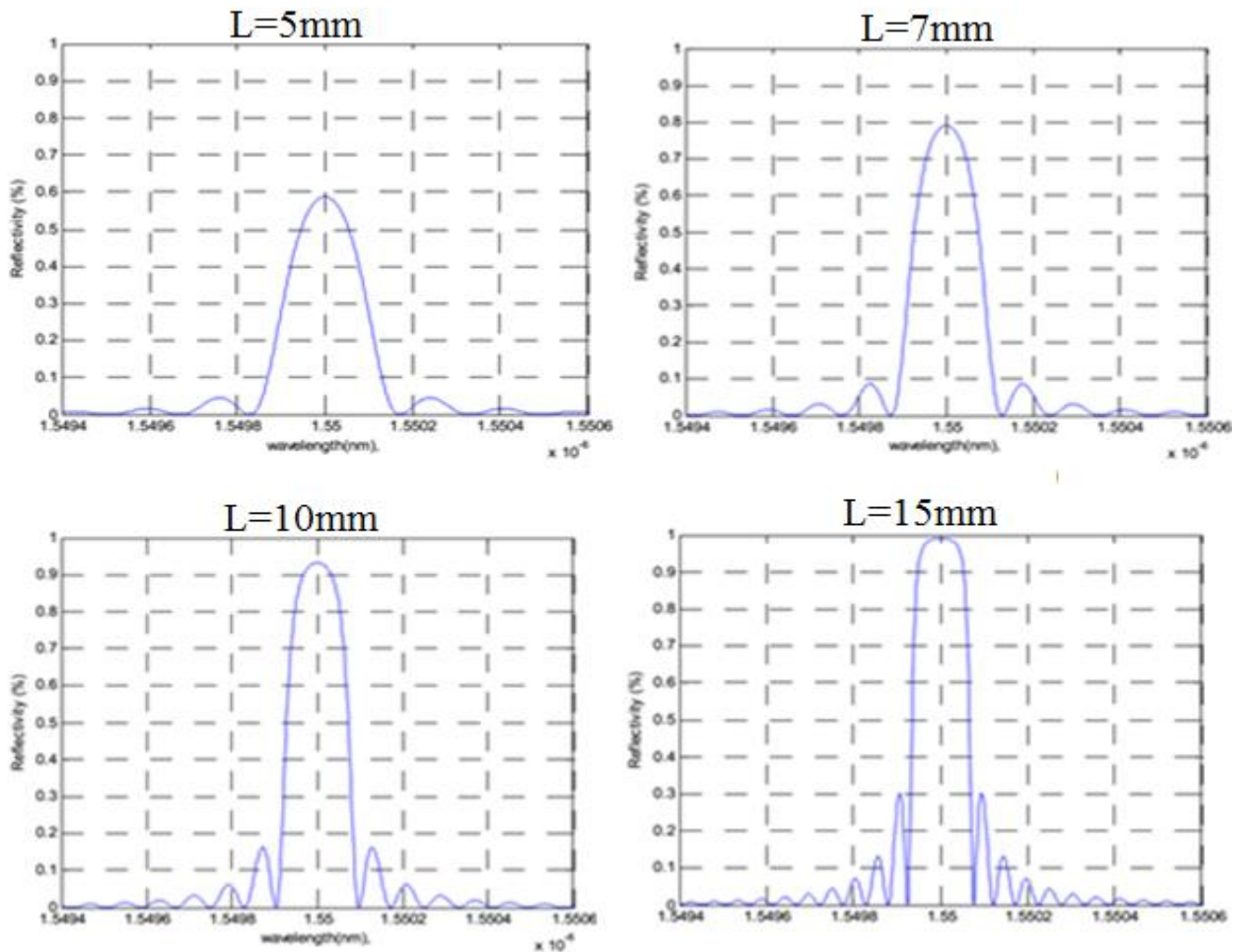


Figure (III.5) : Effet de la variation de la longueur L sur la réponse spectrale d'un FBG à δ_n fixé.

Nous constatons d'après ces figures de simulation de la réflectivité d'un réseau uniforme pour différentes valeurs de longueur du réseau, qu'avec l'augmentation de la longueur du réseau, la réflectivité augmente aussi cela d'après équations (II.39) et (II.40).

Aussi, la valeur de la réflectivité est proche de 0 pour de faibles valeurs de L, puis, tend vers sa valeur maximale au fur et à mesure que L augmente. Un réseau trop court présente une faible réflexion et donc un pic peu détectable contrairement au réseau plus long. On remarque aussi que les lobes latéraux sur les courbes de la réflectivité deviennent plus présents avec l'augmentation de la longueur du réseau [20].

La figure (III.6) montre clairement l'effet de la longueur du réseau de Bragg sur le pic de réflectivité.

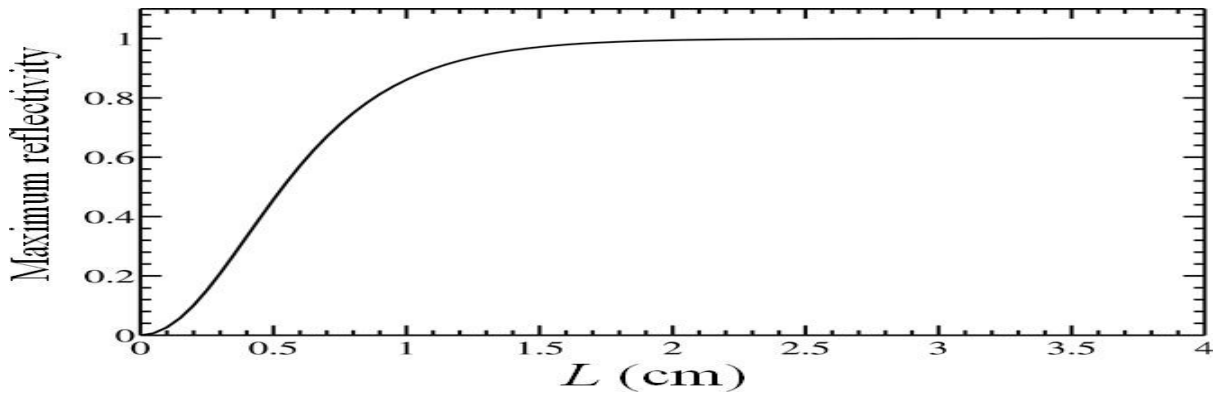


Figure (III.6) : Maximum de la réflectivité du réseau FBG en fonction de L

$$R_{\max} = \tanh^2(KL) \quad (III.7)$$

La figure décrit une relation entre deux variables : la longueur du réseau et la réflectivité maximale. Cela suggère qu'il existe un lien direct entre ces deux paramètres on voit clairement qu'au fur et à mesure que la longueur du réseau augmente, le maximum de réflectivité augmente aussi jusqu'à atteindre une valeur maximale [23-26].

III.2.6. Impact de la variation d'indice de réfraction du FBG sur la réponse spectrale

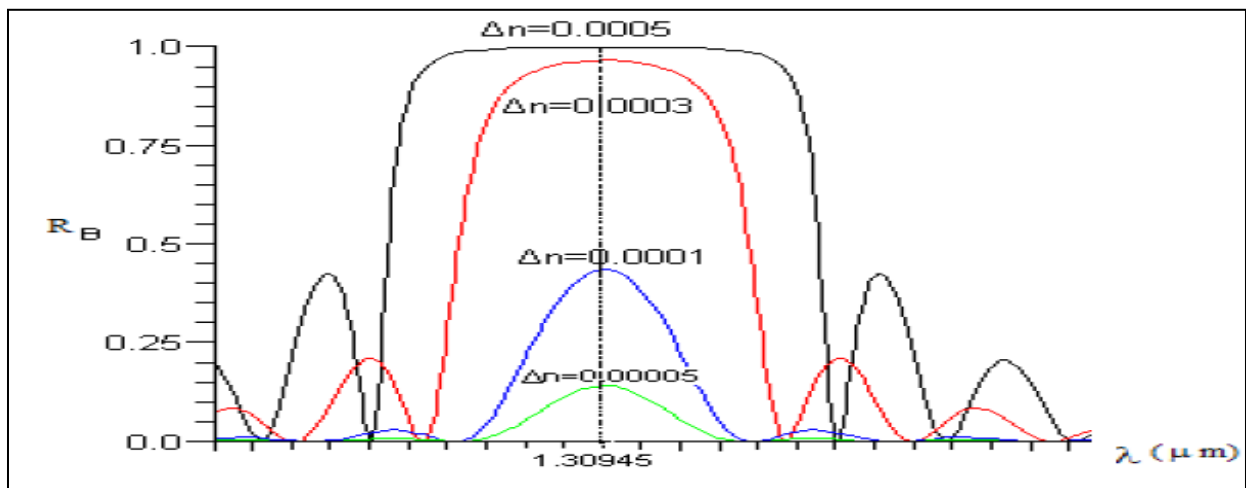


Figure (III.7) : Effet de la variation de l'indice de réfraction sur la réponse spectrale d'un FBG à la longueur fixe.

D'après la figure (III.7), on peut voir clairement qu'avec l'augmentation de la variation de l'indice n, on observe une augmentation de la largeur spectrale des pics de réflexion. Cela peut

s'expliquer par le fait qu'un couplage plus fort entre les modes crée des résonances plus larges, élargissant ainsi la gamme de longueurs d'onde pour lesquelles la réflexion est significative [10]. Les pics de réflexion deviennent plus marqués et plus étroits avec des variations d'indice plus faibles. À l'inverse, avec une variation d'indice plus élevée, les pics apparaissent plus larges et moins accentués, ce qui indique un comportement d'amortissement plus prononcé. Cela suggère qu'une plus grande variation d'indice peut introduire des pertes qui atténuent l'intensité des pics [12].

Ces variations ont des implications importantes dans des applications telles que les filtres optiques, où la capacité à contrôler la réflectivité. Un réseau avec une plus grande variation d'indice pourrait être utilisé pour des filtres plus larges, tandis qu'un réseau avec une variation d'indice plus faible pourrait offrir une sélectivité plus précise.

La figure (III.8) montre l'effet de la variation d'indice de réfraction sur le pic de réflectivité

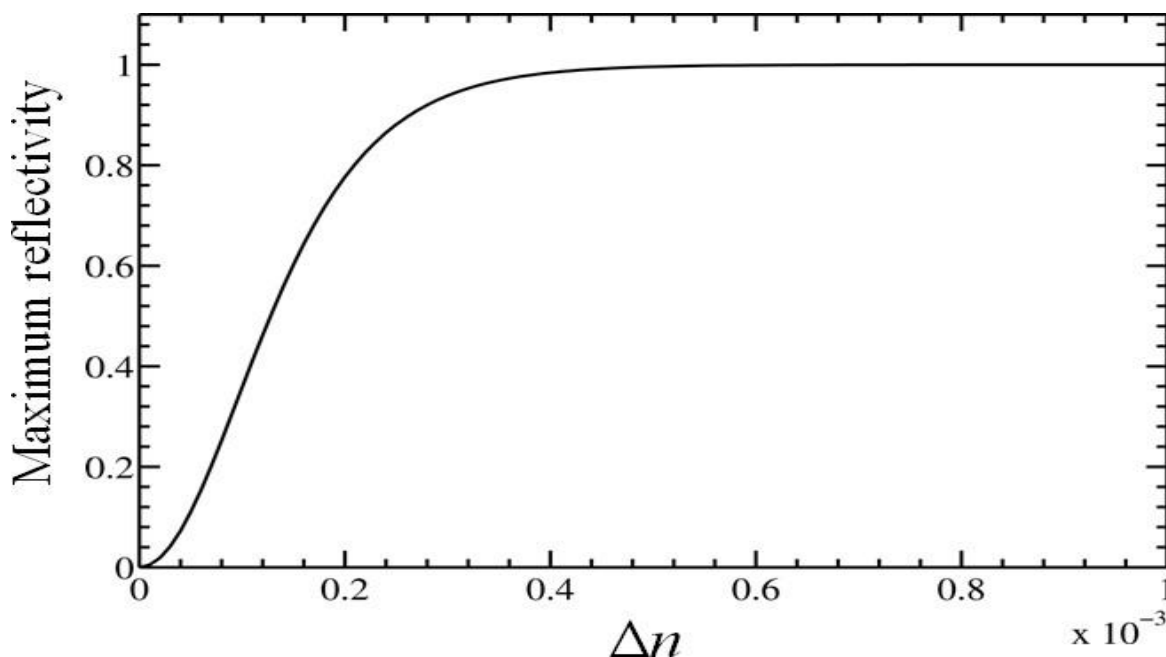


Figure (III.8) : Variation de la réflectivité en fonction de la variation d'indice de réfraction.

D'après la figure en voit que la réflectivité du réseau de Bragg est fortement influencée par Δn , une augmentation de cette différence d'indice de réfraction conduit à une meilleure interférence constructive, résultant en un maximum de réflectivité plus élevé.

III.3. Capteur à réseau de Bragg

Le réseau de Bragg constitue un élément sensible permettant la mesure d'une grandeur physique considérée. Sous l'effet d'une perturbation extérieure (variation de température, de déformation mécanique ou de pression), le pas du réseau et/ou l'indice effectif du mode guidé peuvent varier, ce qui aura pour conséquence la modification de la longueur d'onde de Bragg. Néanmoins, dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes intéressés uniquement à l'effet de la température sur le réseau de Bragg.

En présence des trois effets, la sensibilité totale d'un capteur FBG peut être exprimée en combinant les effets de la température, de la contrainte et de la pression et le décalage spectral total de la longueur d'onde de Bragg sous ces différentes variations peut se décomposer comme suit :

$$\Delta\lambda_{TOTAL} = \Delta\lambda_T + \Delta\lambda_\sigma + \Delta\lambda_p \quad (\text{III .8})$$

III.3 .1. Sensibilité à une variation de température

III.3.1.1 Sensibilité à une variation de température uniforme

La variation de la longueur d'onde de la lumière réfléchiée par un FBG en fonction de la température est donnée par :

$$\Delta\lambda_T = \lambda_0 \cdot \alpha_T \cdot \Delta T \quad (\text{III .9})$$

où $\Delta\lambda_T$ est le décalage de la longueur d'onde dû à la température T, λ_0 est la longueur d'onde de référence, α_T est le coefficient de sensibilité à la température (en nm/°C) et ΔT représente la variation de la température.

La Figure (III.8) montre une simulation du spectre d'un réseau de Bragg de 10 mm de longueur avec $n_{eff} = 0.47$, $\lambda_B = 1550$ nm soumis à une variation de température qui varie de 0°C à 50°C [27-29].

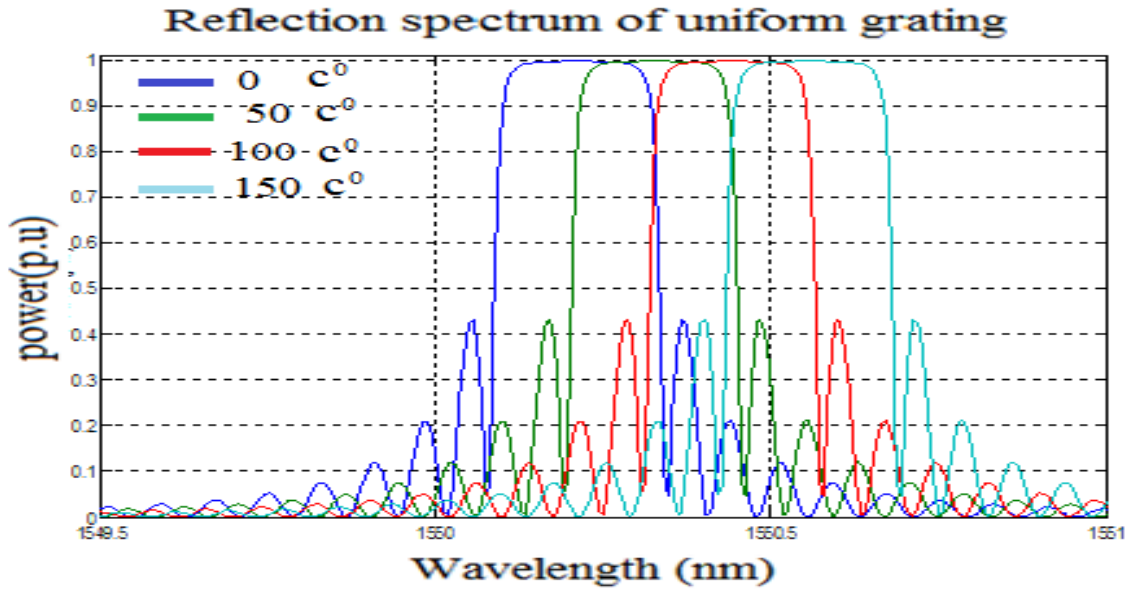


Figure (III.9) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous variation de température.

Le décalage linéaire de la longueur d'onde de Bragg en fonction de la température indique une relation prévisible entre les variations thermiques et la réponse optique du matériau. Cela est crucial pour le développement de capteurs thermiques et d'autres dispositifs optiques. En intégrant cette caractéristique dans des applications médicales et industrielles, on peut non seulement améliorer la précision des mesures, mais aussi garantir une meilleure fiabilité des systèmes en fonctionnement.

III.3.1.2 Sensibilité à une variation de température non uniforme

La figure suivante nous montre l'évolution de la réflectivité du réseau sous variation de température non uniforme.

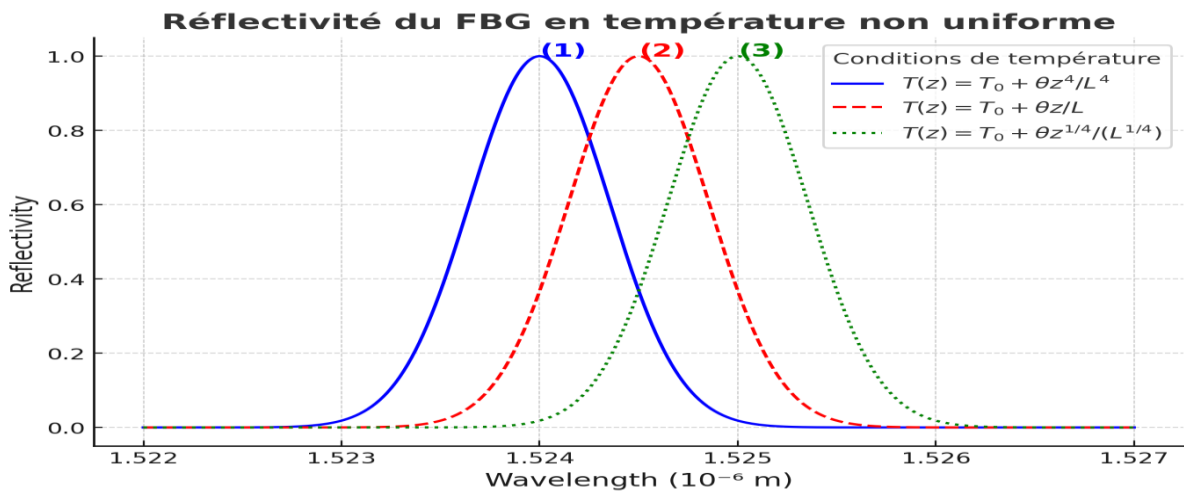


Figure (III.10) : Réflectivité du FBG en température non uniforme $T(z) = T_0 + \theta \cdot z^4 / L^4$, $T(z) = T_0 + \theta \cdot z / L$, $T(z) = T_0 + \theta \cdot z^{1/4} / (L^{1/4})$.

z : représente la coordonnée longitudinale le long de la fibre

θ : représente la différence entre la température maximale et la température de référence

Nous considérons les paramètres de base du FBG à la température T_0 comme suit : la période du réseau est de 520 nm, l'indice de réfraction effectif $n_1=1,465$, le changement d'indice de réfraction $\Delta n_{\text{eff}}=5 \times 10^{-4}$, la longueur du réseau $L=2,5$ mm, le coefficient thermo-optique $\xi=8,11 \times 10^{-6}$, le coefficient de dilatation thermique $\alpha=5,0 \times 10^{-7}$, et la longueur d'onde caractéristique du FBG est de 1523.6 nm. En utilisant ces paramètres, nous simulons la réflectivité du FBG sous diverses conditions de température [30].

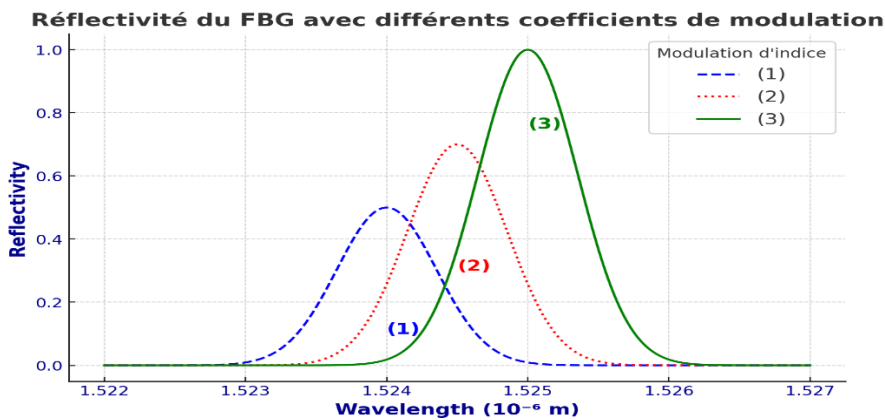
Les courbes représentent des distributions de température non uniformes telles que :

$$T(z) = T_0 + \theta \cdot z^4 / L^4, \quad T(z) = T_0 + \theta \cdot z / L, \quad T(z) = T_0 + \theta \cdot z^{1/4} / (L^{1/4}). \quad (\text{III} .10)$$

Ces distributions entraînent des variations de température le long de la fibre, pouvant provoquer des effets de décalage non linéaires de la longueur d'onde de Bragg. Les pics de réflectivité peuvent présenter une largeur de bande plus large et une forme modifiée par rapport aux conditions uniformes, en raison des variations locales de température qui affectent le couplage et la réponse spectrale du réseau. Cela peut également entraîner des changements dans l'intensité des pics en fonction de la température à différents points le long de la fibre [10].

L'analyse des courbes de réflectivité souligne l'importance des conditions thermiques sur le comportement des réseaux de Bragg, offrant ainsi des perspectives d'application dans des environnements variés [30].

Cas spécifique 1 : température de puissance $T(z) = T_0 + \theta z^4 / L^4$



Cas spécifique 1 : température de puissance $T(z) = T_0 + \theta z^4 / L^4$
Réflectivité du FBG avec différents coefficients de modulation d'indice à la température puissance 4

Figure (III.11): réflectivité du FBG avec différents coefficients de modulation d'indice à la température puissance 4 .

Dans le cas où la température est donnée par l'expression $T(z)=T_0+\theta z^4/L^4$, on observe une variation de température qui croît rapidement avec la position z .

T_0 : Température de référence au point $z=0$, θ : Coefficient représentant l'intensité du gradient thermique

z^4 : Cette dépendance en z^4 suggère que la température augmente rapidement pour des valeurs de z plus grandes.

L'indice de réfraction du matériau de la fibre, souvent en silice, dépend de la température. En général, on observe que l'indice de réfraction diminue avec l'augmentation de la température. Si l'indice de réfraction diminue, le pic de réflexion d'un FBG peut se déplacer vers des longueurs d'onde plus courtes.

La distribution non linéaire de la température peut provoquer des variations des propriétés optiques à différents points le long de la fibre, ce qui peut entraîner des effets de réflexion supplémentaires ou un élargissement de la bande passante de réflexion [25].

Cas spécifique 2 : température de puissance $T(z) = T_0 + \theta z^{1/4}/(L^{1/4})$

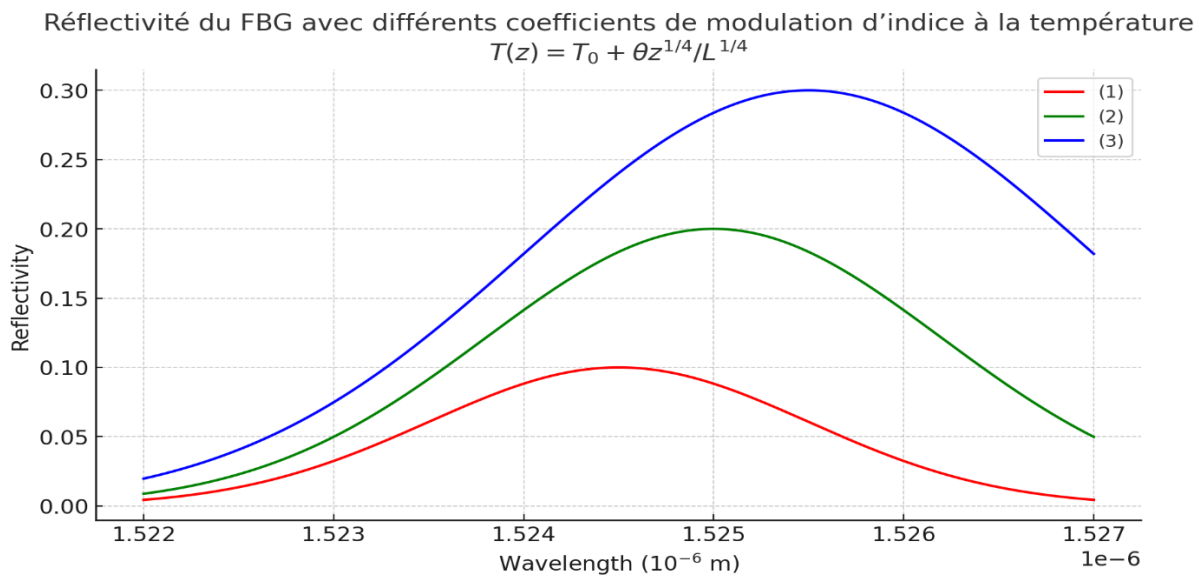


Figure (III.12) : Réfectivité du FBG avec différents coefficients de modulation d'indice à la température $(z) = T_0 + \theta z^{1/4}/(L^{1/4})$.

Le coefficient de modulation d'indice n_{eff} joue un rôle crucial dans la détermination de la position des pics de réflexion dans le spectre. À mesure que la température augmente selon la relation ci-dessus, l'indice de réfraction du matériau de la fibre, généralement en silice, diminue. Ce phénomène est caractérisé par le coefficient thermo-optique, qui décrit comment l'indice de réfraction change avec la température.

En raison de la diminution de l'indice de réfraction avec l'augmentation de la température, le pic de réflexion d'un FBG se déplace vers des longueurs d'onde plus courtes. Ce décalage peut être quantifié par la relation de la longueur d'onde de Bragg, qui est dépendante de l'indice de réfraction et de la période du réseau, les variations locales de température le long de la fibre, dues

à la dépendance en $z^{1/4}$, peuvent entraîner un élargissement de la bande passante de réflexion. Cela est causé par des changements non uniformes dans les propriétés optiques, qui affectent le couplage et la réponse spectrale du réseau.

Cas spécifique 3 : température de puissance 1 $T(z) = T_0 + \theta z^1/L^1$

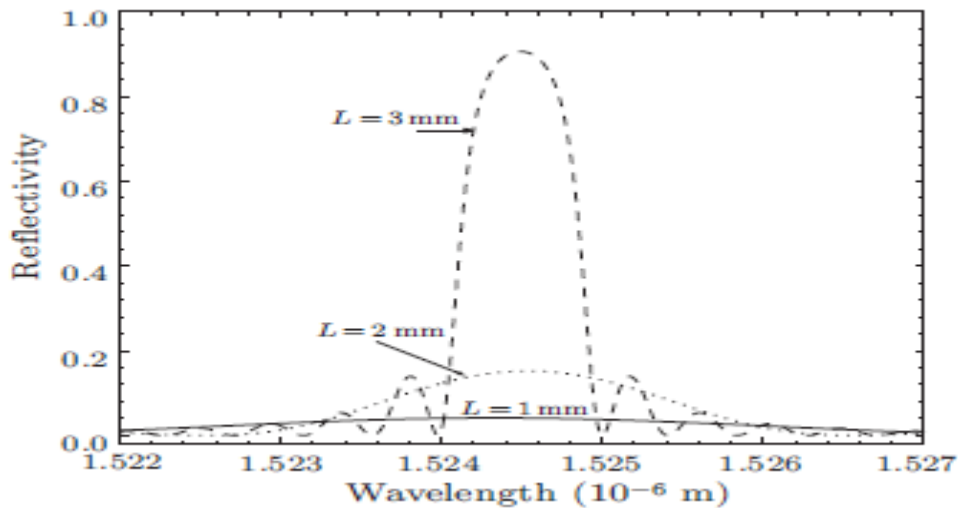


Figure (III.13) réflectivité du FBG a la température non uniformes ($z) = T_0 + \theta z^1/L^1$ avec différentes longueurs du réseaux 1mm, 2mm, 3mm [14].

Dans ce cas, nous analysons la réflectivité des réseaux de Bragg (FBG) sous l'influence d'une température non uniforme le long de la fibre, caractérisée par une distribution linéaire de la température en fonction de la position z . Les longueurs de réseau considérées sont de 1 mm, 2 mm et 3 mm

La relation ($z) = T_0 + \theta z^1/L^1$ implique que la température varie de manière linéaire le long de la fibre. En fonction de la longueur du réseau :

- ✓ **Longueur de réseau de 1 mm** : La température varie rapidement sur une courte distance, ce qui peut provoquer des gradients thermiques importants.
- ✓ **Longueur de réseau de 2 mm** : La variation de température est modérée, permettant une réponse intermédiaire de la réflectivité.
- ✓ **Longueur de réseau de 3 mm** : La variation est plus lissée, ce qui pourrait réduire les effets de gradient thermique.

L'indice de réfraction du matériau de la fibre, souvent en silice, diminue avec l'augmentation de la température. Cette diminution est souvent caractérisée par un coefficient thermo-optique, qui relie le changement d'indice à la variation de température.

- ✓ **1 mm** : Des variations rapides de température peuvent entraîner des changements brusques dans l'indice de réfraction, déplaçant le pic de réflexion de manière significative.
 - ✓ **2 mm** : Les effets sont modérés, le déplacement du pic de réflexion est plus prévisible et moins abrupt.
 - ✓ **3 mm** : La réponse est plus uniforme, avec un déplacement moins marqué du pic de réflexion.
- Le déplacement du pic de réflexion est directement influencé par la variation de l'indice de réfraction :

$$\Delta\lambda_B \approx -\lambda_B / n_{\text{eff}} \cdot (\partial n_{\text{eff}} / \partial T \cdot \Delta T) \quad (\text{III.10})$$

où ΔT est la variation de température le long de la fibre. Pour des longueurs de réseau plus courtes, ce décalage peut être plus prononcé, alors qu'il peut être plus atténué dans les réseaux plus longs.

Les températures non uniformes entraînent un élargissement de la bande passante du pic de réflexion :

1mm : La largeur de bande peut être très large, car les variations rapides de température créent un couplage complexe, **2 mm** : L'élargissement est notable mais moins extrême, avec une forme de pic relativement plus nette, **3 mm** : La réponse est plus uniforme, avec une bande passante plus étroite, rendant la mesure plus précise [14].

III.3.2. Sensibilité à la contrainte

Lorsqu'une déformation est appliquée à une fibre optique à réseau de Bragg, l'indice effectif (n_{eff}) et le pas de modulation du réseau (Λ) sont modifiés et la relation suivante donne l'écart sur la longueur d'onde de Bragg :

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B (\alpha + \zeta) \Delta\varepsilon \quad (\text{III.11})$$

La figure (III.7) montre une simulation du spectre d'un réseau de Bragg de 10 mm de longueur avec $n_{\text{eff}}=0.47$, $\lambda_B=1.3096 \mu\text{m}$ soumis à une suite de contraintes variant de $0\mu\varepsilon$ à $200 \mu\varepsilon$.

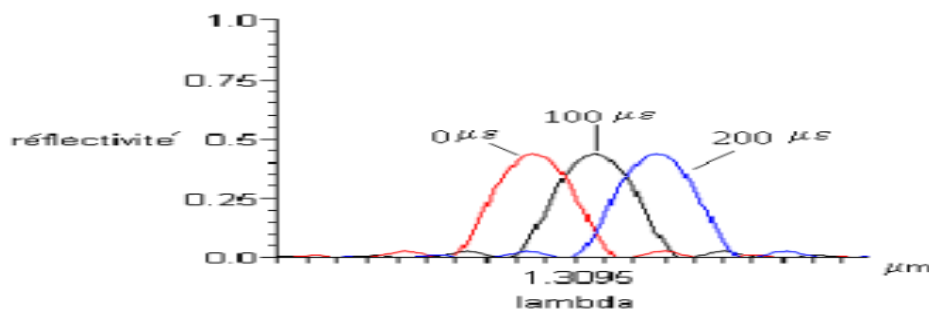


Figure (III.14) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous déformation.

Dans ce cas aussi le décalage de la longueur d'onde de Bragg sous une contrainte est visible pour un réseau de Bragg ce qui est compatible avec la relation théorique précédente.

Le décalage de la longueur d'onde de Bragg sous déformation est un outil puissant pour la mesure de déformation dans divers domaines d'application. Comprendre comment la déformation affecte la période du réseau et l'indice de réfraction permet d'optimiser l'utilisation des FBG pour des capteurs de haute précision [13].

III.3.3. Sensibilité à la pression hydrostatique

Les réseaux de Bragg (FBG) sont des dispositifs optiques sensibles à divers facteurs environnementaux, dont la pression hydrostatique. La pression exercée sur la fibre optique peut influencer ses propriétés, modifiant ainsi sa réponse spectrale.

La relation qui relie la variation de la longueur d'onde avec la pression hydrostatique et la suivante

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B B \Delta p \quad (\text{III.12})$$

λ_B : est la longueur d'onde de Bragg, B est le coefficient de proportionnalité qui dépend du système étudié, Δp est la variation de la pression[25-30].

La **figure (III.15)** montre la réponse spectrale d'un réseau de Bragg de 15 mm de longueur avec $n_{\text{eff}}=0.45$, $\lambda_B=1550\text{nm}$ soumis à une suite de contraintes variant de $0\mu\text{p}$ à $300\mu\text{p}$.

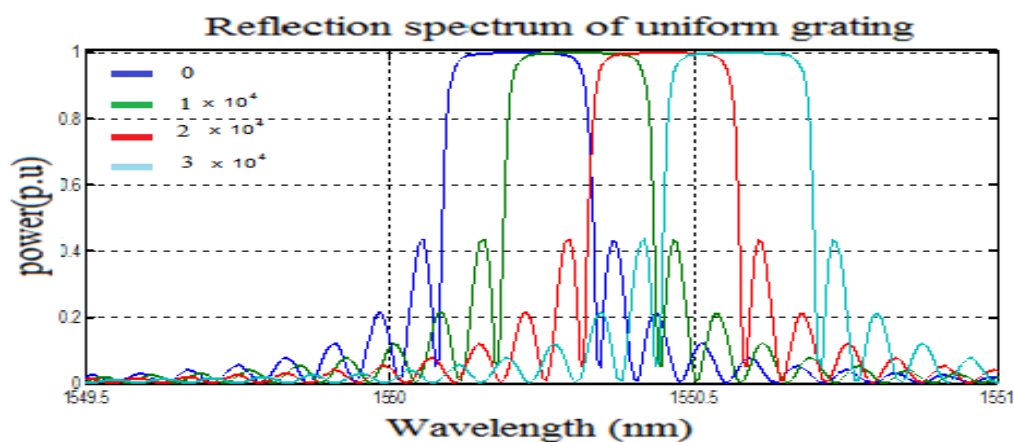


Figure (III.15) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg sous pression hydrostatique.

La longueur d'onde de Bragg subit un décalage visible lorsque le réseau est sous une pression hydrostatique, ce qui est compatible avec la relation théorique précédente [15-20].

III.3.4. Sensibilité aux trois effets combinés

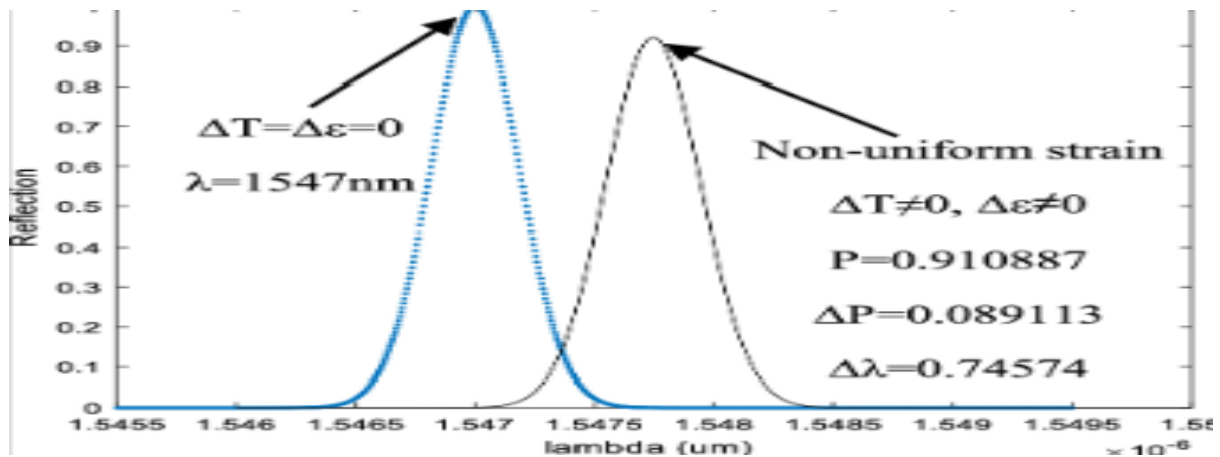


Figure (III.16) : Décalage de la longueur d'onde de Bragg avec $\Delta T \neq 0$, $\Delta \epsilon \neq 0$, $\Delta P \neq 0$ [20].

Les réseaux de Bragg en fibre (FBG) sont sensibles à la déformation, à la pression hydrostatique et à la température, et cette sensibilité se traduit par un décalage de la longueur d'onde de Bragg sur la réponse spectrale comme le montre **Figure (III.16)**. Les interactions entre ces facteurs rendent l'analyse et la mesure de ces changements spectrales essentielles pour des applications pratiques telles que la surveillance de structures, les capteurs de température et de contrainte dans des environnements variés[21-26].

III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, les simulations réalisés à l'aide du logiciel Matlab nous ont permis d'analyser en premier l'influence du facteur de couplage sur la réponse spectrale d'un réseau de Bragg et le résultat montre clairement une réflectivité du réseau très importante dans le cas d'un couplage fort et une réflectivité inférieure à 99% dans le cas d'un couplage faible. Les résultats obtenus sur l'étude de l'influence de la longueur du réseau de Bragg sur la performance de celui-ci a montré qu'un réseau trop court présente une faible réflexion et donc un pic peu détectable contrairement au réseau plus long. On a aussi déduit de l'analyse des résultats qu'avec l'augmentation de la variation d'indice n pour un réseau, on observe une augmentation de la largeur spectrale des pics de réflexion et les pics de réflexion deviennent plus marqués et plus

étroits avec des variations d'indice plus faibles. Cela explique qu'une plus grande variation d'indice peut introduire des pertes qui atténuent l'intensité des pics.

L'étude de la sensibilité du capteur FBG vis-à-vis des différentes sollicitations externes comme la température, la contrainte ou la pression hydrostatique a été analysés par rapport aux réponses spectrales du FBG et les résultats obtenus ont montré clairement le décalage de la longueur d'onde de Bragg sous l'effet d'une variation de température, d'une contrainte appliquée au réseau ou sous l'effet d'une pression hydrostatique.

En conclusion, les capteurs à réseaux de Bragg en fibre optique (FBG) se sont affirmés comme des outils incontournables pour la mesure précise et fiable de divers paramètres environnementaux. Leur capacité à détecter des variations de température, de contrainte mécanique et de pression les rend particulièrement utiles dans des environnements industriels, de recherche et médicaux. En effet, leur grande sensibilité, leur robustesse et leur fiabilité permettent non seulement une surveillance continue de conditions extrêmes, mais également une détection rapide de phénomènes subtils.

L'avenir des capteur FBG est prometteur, avec un potentiel d'innovation considérable, nécessitant des recherches continues pour optimiser leur utilisation et explorer de nouvelles avenues interdisciplinaires et ceci sera plus développé dans le chapitre qui suit.

III.5. REFERENCES

- [1] Kersey, A. D., et al, "Fiber Bragg Grating Sensors, 113-132, (1997).
- [2] Böck, H, & Boehm, A, *Journal of Sensors*, Article ID 84265, (2006).
- [3] Udd, E, & Wallace, A, *Fiber Optic Sensors: An Introduction for Engineers and Scientists*. Wiley, (2011).
- [4] Wang, Y., et al, *Sensors*, 15(3), 4964-4994, (2015).
- [5] Sahl, J. W., & R. A, "Temperature and Strain Sensing Using Fiber Bragg Gratings." *IEEE Sensors Journal*, 18(22), H. Kogelnik, Bell Technical Journal, Vol. 55, No. 11, 1976, p. 109, (2018)..
- [6] K. O. Hill et al, *Optical Fiber Technology*, 2(4), 339-350, (1997).

- [7] A. G. W. O. G. B. (2000), IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 6(6), 1114-1125, (2000).
- [8] K. H. Lee et al, Sensors and Actuators A: Physical, 107(2), 169-173, (2003).
- [9] Bennion, I., Williams, J.A.R., Zhang, L., Sugden, K., & Doran, N.J, Optical and Quantum Electronics, Vol. 28, pp. 93-135, (1996).
- [10] Kashyap, R., "Fiber Bragg Gratings", Academic Press, San Diego, (1999).
- [11] Russell, P.St.J., Archambault, J.L., & Reekie, L, Physics World, Vol. 6, No. 9, pp. 41-46, (1993).
- [12] Chen, Y., & Jian, S., "An Introduction to Lightwave Technology", China Railway Publishing, 2002, p. 248, (2002).
- [13] Brown, D.A., et al, Journal of Applied Physics, Vol. 85, No. 4, pp. 1681-1685, (1999).
- [14] Lee, B, Optical Fiber Technology, Vol. 9, No. 2, pp. 57-79, (2003).
- [15] Mihailov, S.J, Sensors, Vol. 12, No. 2, pp. 1898-1918, (2012).
- [16] Othonos, A, Reviews of Modern Physics, Vol. 68, No. 2, pp. 599-639, (1996).
- [17] Erdogan, T, Journal of Lightwave Technology, Vol. 15, No. 8, pp. 1277-1294, (1997).
- [18] Kashyap, R., "Fiber Bragg Gratings", 2nd Edition, Academic Press, (2019.)
- [19] Canning, J., "Advanced Applications of Fiber Bragg Gratings", Springer, (2020.)
- [20] Lee, B., "Optical Fiber Sensors: Advanced Techniques and Applications", 2nd Edition, CRC Press, (2018).
- [21] Othonos, A., & Kalli, K., "Fiber Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Xu, M., "Fiber Bragg Grating Sensors for Industrial Applications", Wiley, (2017.)
- [22] Hill, K.O, Journal of Lightwave Technology, Vol. 37, No. 6, (2019).
- [23] Rao, Y.J., "Optical Fiber Sensors: Advanced Techniques and Applications", 2nd Edition, Springer, (2020).

- [24] Albert, J, *Express*, Vol. 27, No. 16,(2019).
- [25] Bao, X, *Sensors*, Vol. 20, No. 3, (2020).
- [26] López-Amo, M, *Sensors*, Vol. 21, No. 10, (2021).
- [27] Zhou, D, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 20, No. 15, (2020.)
- [28] Kim, Y, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 311, (2020).
- [29] Zhang, H, *Optics Express*, Vol. 29, No. 11, (2021).

Chapitre : IV

*Capteur à fibre de température (FBG) et
datation post-mortem*

IV.1 Introduction

Les capteurs à réseaux de Bragg en fibre optique (FBG) représentent une innovation prometteuse [4-5]. Ces capteurs sont capables de mesurer avec une grande précision les variations de température, de contrainte et d'autres paramètres environnementaux. Leur conception permet des mesures continues et non invasives, ce qui est particulièrement pertinent dans le domaine médico-légal. Leur taille réduite et leur légèreté les rendent facilement intégrables dans des environnements variés, y compris pour des applications biomédicales. De plus, leur flexibilité leur permet de s'adapter à des surfaces courbes ou irrégulières, ce qui est un atout considérable pour une utilisation sur le corps humain. L'immunité aux interférences électromagnétiques est également un point fort, garantissant la fiabilité des données mesurées dans divers environnements. Ces caractéristiques rendent les capteurs FBG particulièrement adaptés aux mesures post-mortem [6]. En intégrant ces dispositifs dans les protocoles d'estimation du PMI, il devient possible d'obtenir des données en temps réel sur l'évolution de la température corporelle, ce qui pourrait considérablement améliorer la précision des estimations.

Ce chapitre se concentre sur une nouvelle méthode d'estimation de l'intervalle post-mortem (PMI) en utilisant un capteur de température FBG. L'un des principaux avantages de ce système réside dans le fait que le signal mesuré est la longueur d'onde de Bragg, qui varie en fonction des changements de température. Pour cette étude, nous avons eu recours à des simulations numériques, en utilisant le logiciel Matlab, afin de modéliser l'évolution de la température rectale, un paramètre clé pour l'estimation du PMI [30-33].

IV.2 Modèle de Henssge

La température normale d'un être humain vivant au repos est de 37,2°C. Il est important pour l'organisme que la température ne varie pas trop. Quand un organisme décède, le phénomène de régulation thermique disparaît [2]. La température du corps va donc progressivement s'aligner sur la température ambiante. La température de la surface cutanée sera alignée sur la température ambiante après 8 à 12 heures en moyenne. Mais la température intérieure du corps prendra, elle, 2 à 3 fois plus de temps [4].

La figure (IV.1) montre l'évolution de la température après décès en fonction du temps.

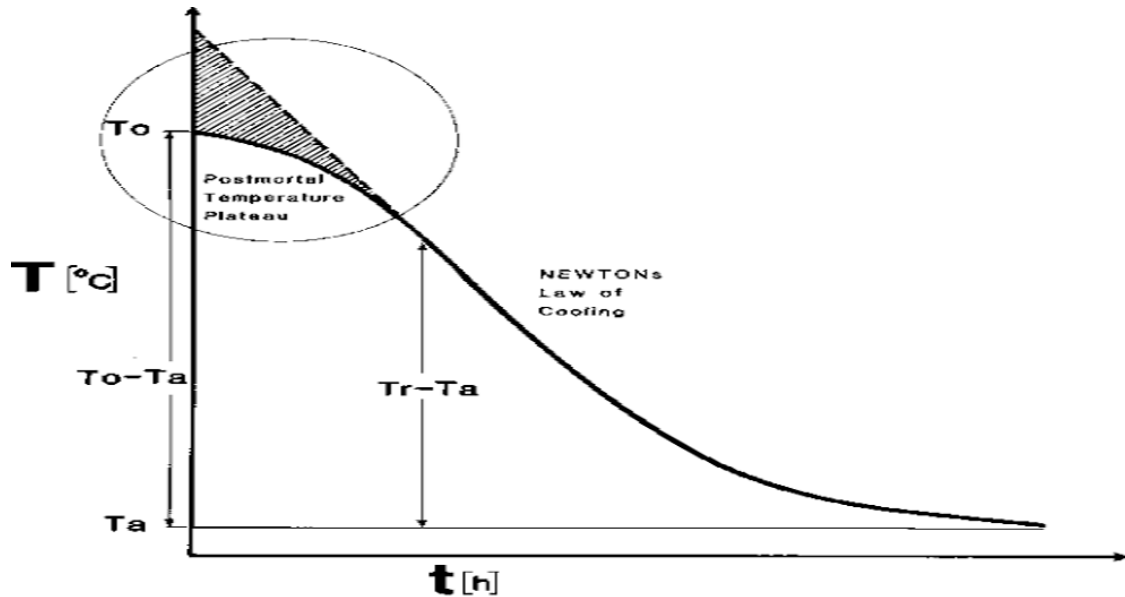


Figure (IV.1). Évolution de la température interne du corps en fonction du temps[10].

La courbe ci-dessus montre l'évolution de la température rectale (T) (en °C) d'un corps par rapport au temps t écoulé. Nous pouvons constater que l'allure de la courbe n'est pas linéaire et présente trois phases distinctes :

La première phase, appelée plateau thermique initial, dure entre 0,5 et 3 heures. Durant cette période, la température du corps diminue très peu pour des raisons encore mal comprises. Cette particularité constitue une première limite à l'utilisation de la méthode thermométrique, qui s'avère inefficace pour estimer un décès survenu depuis moins de trois heures [10-14].

Vient ensuite une phase intermédiaire de refroidissement rapide, caractérisée par une décroissance quasi linéaire de la température. C'est durant cette phase que la méthode thermométrique offre la meilleure précision pour estimer l'heure du décès [1-5].

Enfin, la phase terminale se traduit par un ralentissement progressif du refroidissement, jusqu'à ce que la température du corps s'équilibre avec celle de l'environnement. Une fois cette phase atteinte, la thermométrie devient inutilisable pour dater le décès.

IV.2.1 Nomogramme de Henssge

Une formule mathématique a été élaborée par le docteur Claus Henssge permettant de trouver l'heure du décès à partir de la température rectale du corps, de la température ambiante et du poids de l'organisme [28] : $t = ((T_0 - T_c)/k)^{(1/n)}$ (IV)

$$\frac{T_{\text{Rectal}} - T_{\text{Ambiente}}}{37.2 - T_{\text{Ambiente}}} = 1.25e^{-kt} - 0.25e^{-5kt} \quad \text{(IV.1)}$$

où t représente l'heure du décès et k , un paramètre dépendant de la masse M de l'individu en (kg) donné par $k = \frac{1,2815}{M} - 0,0284$

La figure (IV.2) représente le nomogramme de Henssge, une méthode couramment utilisée en médecine légale pour estimer le temps post-mortem en fonction de trois paramètres principaux : la température rectale, la température ambiante et la masse corporelle.

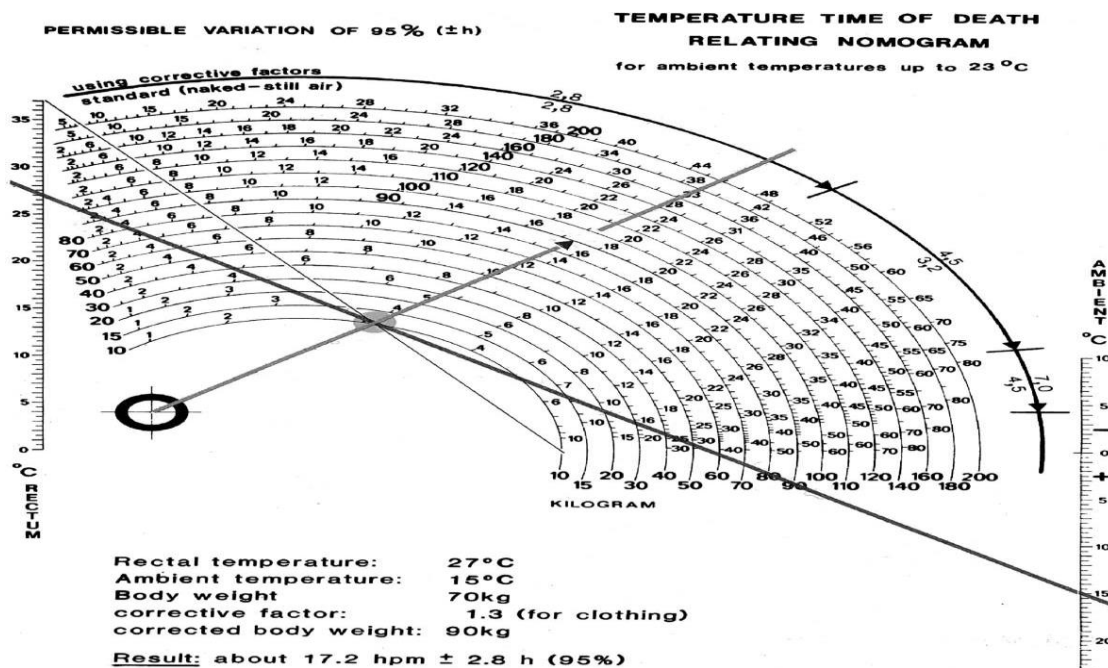


Figure (IV.2) Application du nomogramme de Henssge [22].

Cet outil fournit une estimation visuelle rapide. Pour l'utiliser, on mesure la température rectale ainsi que la température ambiante. Ensuite, on trace une ligne reliant ces deux valeurs sur le nomogramme. L'intersection avec les courbes correspondant à la masse corporelle nous permet d'estimer l'heure approximative du décès [4].

IV.2.2 Principe du nomogramme de Henssge

Le nomogramme de Henssge est fondé sur le principe de la perte de chaleur du corps post-mortem, qui suit une relation non linéaire, conformément aux lois de la thermodynamique. La modélisation bi-exponentielle permet de décrire ce processus de manière précise, en tenant compte du temps nécessaire pour que le corps atteigne l'équilibre thermique avec son environnement [4].

Les principaux paramètres utilisés dans cette méthode sont :

Température rectale : Mesurée au moment de l'autopsie, elle indique la température interne du corps et est cruciale pour estimer l'intervalle post-mortem (PMI).

Température ambiante : Cette donnée est essentielle, car elle influence directement la vitesse à laquelle le corps perd de la chaleur. Une température ambiante plus élevée ralentit le refroidissement, tandis qu'une température plus basse l'accélère.

Masse corporelle : La masse d'un individu joue également un rôle important ; un corps plus massif perd de la chaleur plus lentement en raison de sa capacité thermique plus élevée.

En utilisant ces paramètres dans le nomogramme, il est possible de fournir une estimation visuelle du temps écoulé depuis le décès. L'utilisateur peut positionner les valeurs sur le graphique approprié, facilitant ainsi l'interprétation des résultats dans un contexte médico-légal [1-7].

IV.2.2 .1 Approche bi-exponentielle pour le refroidissement corporel

La modélisation bi-exponentielle du refroidissement du corps, comme le décrit le modèle de Henssge, est cruciale pour comprendre les dynamiques post-mortem. L'équation clé, qui se compose de deux termes exponentiels, illustre clairement les deux phases distinctes du refroidissement :

Phase rapide : cette phase se produit immédiatement après le décès, lorsque le corps perd de la chaleur de manière rapide par rayonnement et convection. C'est une période dynamique, où les températures superficielles chutent significativement. En général, cette phase dure les premières heures suivant le décès. Le terme $(1.25 e^{-kt})$ modélise cette perte rapide de chaleur, où (k) est une constante de refroidissement spécifique aux conditions environnementales [8].

Phase lente : Après la phase initiale, le corps entre dans une phase de refroidissement plus lente. Ici, la conduction thermique interne prend le relais, et la chaleur des tissus profonds se dissipe plus progressivement vers la surface. Le terme $(-0.25 e^{-5kt})$ représente cette phase, qui connaît une décroissance plus graduelle par rapport à la phase rapide. Cette phase peut s'étendre sur plusieurs heures, voire des jours, en fonction de divers facteurs, notamment la masse corporelle et les conditions environnementales [2-7].

IV.2.2.2 Paramètre de Refroidissement

Le paramètre k joue un rôle crucial dans l'équation de refroidissement de Henssge, puisqu'il détermine la vitesse à laquelle le corps perd sa chaleur après le décès. Le paramètre k est défini par la formule suivante :

$$k = 1.2815/M^{0.625} - 0.0284 \quad (IV. 2)$$

où M représente la masse corporelle.

La formule de la constante thermique (k) indique une relation inverse entre le poids du corps (masse corporelle) et la vitesse de refroidissement. En d'autres termes, plus la masse corporelle du corps est élevée, plus la vitesse de refroidissement est lente. Cela peut s'expliquer par le fait qu'un corps avec une masse plus grande retient davantage d'énergie thermique (chaleur), en particulier dans ses tissus... profonds.

IV.2.2.3 Avantages et limites du modèle de Henssge

Le nomogramme de Henssge est en effet un outil pratique pour estimer l'intervalle post-mortem en utilisant des données mesurables, telles que la température et d'autres facteurs environnementaux. Son avantage réside dans sa simplicité d'utilisation, permettant d'obtenir des résultats sans recours à un équipement complexe. Cependant, il est important de souligner que sa précision peut varier en fonction des conditions environnementales et des variations individuelles. Dans des environnements contrôlés, il peut fournir une estimation fiable, mais dans des situations plus variables, les résultats doivent être interprétés avec prudence [5].

IV.2.2.4 Analyse du modèle

Bien que le nomogramme soit un outil largement utilisé, plusieurs sources d'incertitude doivent être prises en compte. La constante thermique (k) ajuste la vitesse de refroidissement en fonction de la masse corporelle. Chez les individus plus maigres, le refroidissement se produit plus rapidement en raison d'une capacité réduite à retenir la chaleur, tandis que chez ceux ayant une masse corporelle plus importante, le refroidissement est plus lent. Cette constante (k) est essentielle pour comprendre la dynamique du refroidissement en médecine légale, permettant d'adapter le modèle en fonction du poids corporel et ainsi affiner l'estimation de l'heure du décès [11].

De plus, les conditions environnementales, telles que le vent et l'humidité, peuvent influencer de manière significative la vitesse de refroidissement du corps. L'état physique du défunt, comme la présence de vêtements, des affections médicales préexistantes ou d'autres circonstances particulières, peut également affecter l'estimation de l'intervalle post-mortem [5].

IV.3 Capteur de température FBG et datation post-mortem

Notre approche innovante de la datation post-mortem repose sur l'utilisation d'un capteur à fibre optique à réseau de Bragg (FBG), permettant d'effectuer des mesures précises de la longueur d'onde de Bragg. Celle-ci correspond à la longueur d'onde centrale de la lumière réfléchi par le réseau et dépend de l'indice de réfraction effectif du cœur de la fibre ainsi que de la période du réseau.

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (\text{IV.3})$$

Lorsqu'une variation de température ΔT se produit, le décalage correspondant de la longueur d'onde de Bragg, noté $\Delta\lambda_B$ est donné par la relation suivante [29] :

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\delta n}{\delta T} n \frac{\delta \Lambda}{\delta T} \right) \Delta T \quad (\text{IV.4})$$

Les variations du pas du réseau et de l'indice de réfraction, induites par la dilatation thermique, provoquent un déplacement de la longueur d'onde de Bragg. Le décalage de cette dernière en réponse à une variation de température ΔT est exprimé par la relation suivante [29].

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = \lambda_B (\xi + \alpha) = \lambda_B K_T \quad (\text{IV.5})$$

$$\lambda_{B0} = 2n(T_0)\Lambda(T_0) \quad (\text{IV.6})$$

Ou la différenciation de l'expression à partir de T donne comme suit :

$$\Delta\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\delta n}{\delta T} + n \frac{\delta \Lambda}{\delta T} \right) \Delta T \quad (IV.7)$$

En divisant par λ_{B0} on trouve :

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_{B0}} = \left(\frac{1}{n} \frac{\delta n}{\delta T} + \frac{1}{\Lambda} \frac{\delta \Lambda}{\delta T} \right) \Delta T = (\xi + \alpha) \Delta T \quad (IV.8)$$

Variation de la longueur d'onde en fonction de la variation de la température

ξ : is the opto-thermal coefficient, corresponds to the variation in the refraction index due to a change in temperature. An optical fiber in silica, this coefficient is worth $7,3 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ à $T=20^\circ\text{C}$

Où $\xi = (1/n)(\delta n/\delta T)$ est le coefficient thermo-optique de la fibre, qui est égal à $8,6 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ pour une fibre de silice dopée au germanium et $\alpha = (1/\Lambda) (\delta \Lambda/\delta T)$ est le coefficient de dilatation thermique de la fibre ($0,55 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ pour la silice).

Notons que dans le cas d'une fibre en silice, les sensibilités à la longueur d'onde et à la température de 800 nm et 1,55 nm des FBG ont été mesurées avec des valeurs de $6,8 \text{ pm}/^\circ\text{C}$ et $13 \text{ pm}/^\circ\text{C}$, respectivement [30].

À partir de l'équation (IV.7) nous pouvons trouver qu'il existe une relation linéaire entre $\Delta\lambda_B$ et ΔT . La figure (IV.3) montre les résultats expérimentaux d'un déplacement de la longueur d'onde du centre du réseau de Bragg en fonction de la température [29].

La figure (IV.3) présente la variation de la longueur d'onde de Bragg avec la température

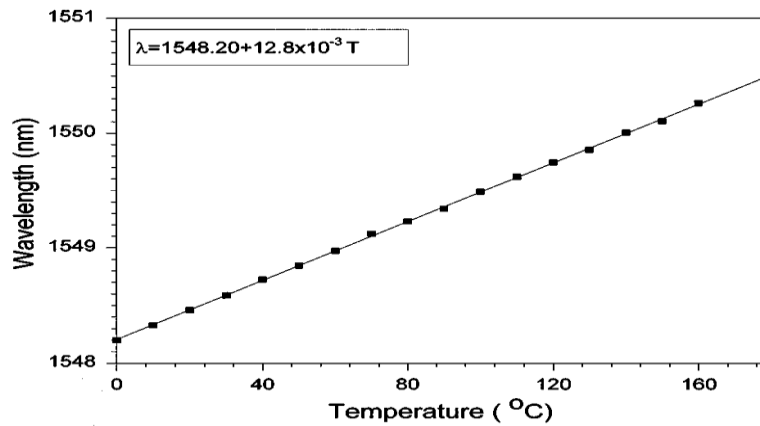


Figure (IV.3) Sensibilité de λ_B en fonction de la température T pour $\lambda_B=1548,2$ nm [12].

La courbe met en évidence une relation directement proportionnelle entre la température et la longueur d'onde, illustrant une augmentation régulière de cette dernière en fonction de la température.

La sensibilité du capteur à réseau de Bragg (FBG) aux variations de température entraîne un décalage de la longueur d'onde de Bragg, exprimé par l'équation suivante :

$$\Delta\lambda = \lambda_{B0} K_T \Delta T \quad (\text{IV.9})$$

Remplaçant l'équation (1) dans l'équation (7) où :

$$\Delta T = T_{\text{corps}} - T_{\text{ambiante}}$$

Le décalage de la variation de la longueur d'onde de Bragg est donné par:

$$\Delta\lambda = \lambda_{B0} - \lambda = \lambda_{B0} K_T ((37.2 - T_{\text{AMBIANTE}}) \cdot (1.25e^{-kt} - 0.25e^{-5kt})) \quad (\text{IV.10})$$

L'équation (9) modélise le capteur de température FBG et représente une relation directe entre décalage de λ_B en fonction de la température.

IV.4 Résultats obtenus

IV.4.1 Résultats numérique donnés par le modèle de Henssge et comparaison

Habituellement, le corps humain essaie toujours de maintenir sa température interne à 37,2 degrés celsius par rapport à la température ambiante mais lors du décès il perd cette propriété et commence à être affecté par la température extérieure.

Nous avons simulé numériquement l'équation (1) et nous avons comparés les résultats obtenus avec ceux donnés par le nomogramme de Henssge.

Les figures 3, 4, 5 et 6 présentent différents profils de L'intervalle post-mortem (PMI). L'équation (1) est simulée numériquement par le logiciel Matlab et le résultat est vérifié par le nomogramme de Henssge pour différentes températures ambiantes et pour une masse corporelle connue.

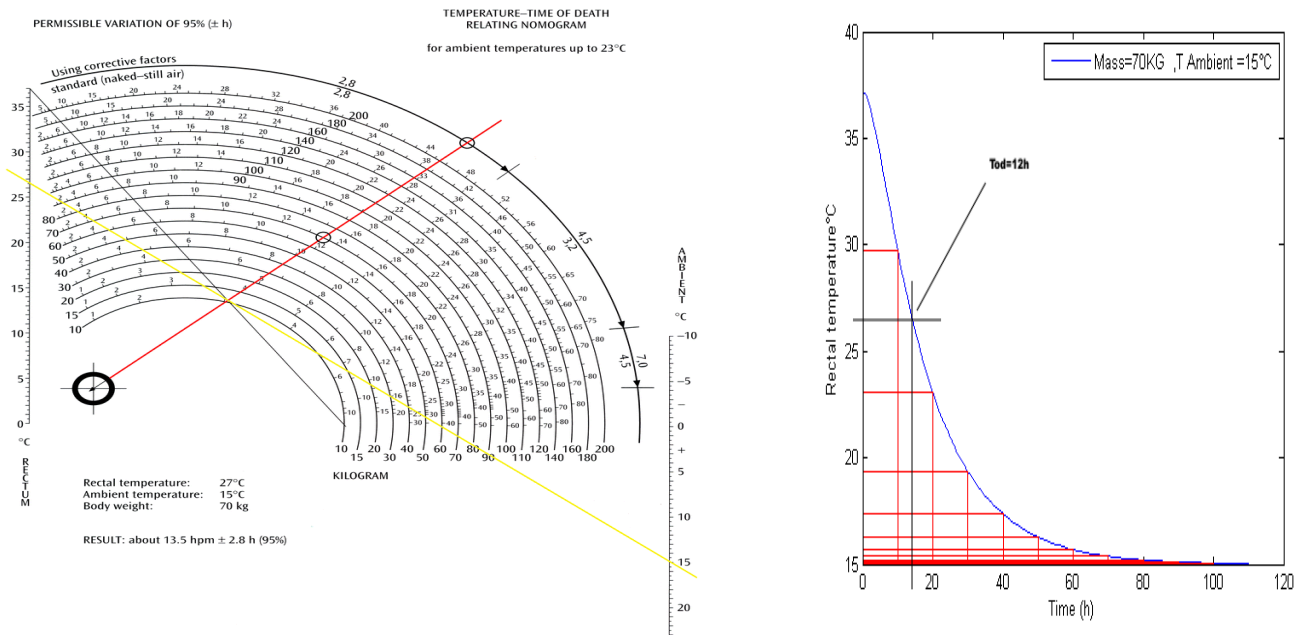


Figure (IV.4) Présentation schématique du PMI a) Nomogramme de Henssge
b) Données simulées

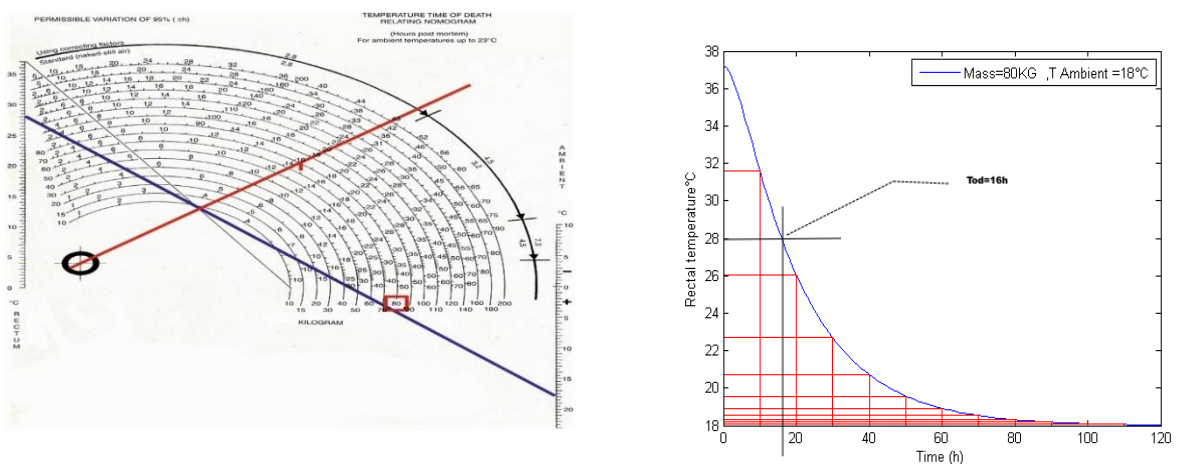


Figure (IV.5) Présentation schématique du PMI a) Nomogramme de Henssge ,
b) Données simulées

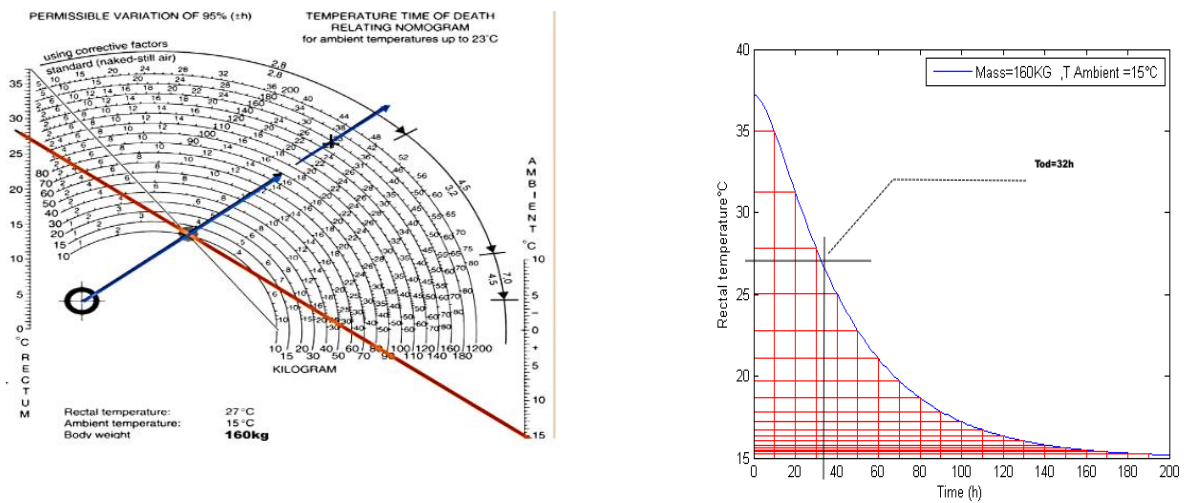


Figure (IV.6) Présentation schématique du PMI a) Nomogramme de Henssge

b) Données simulées

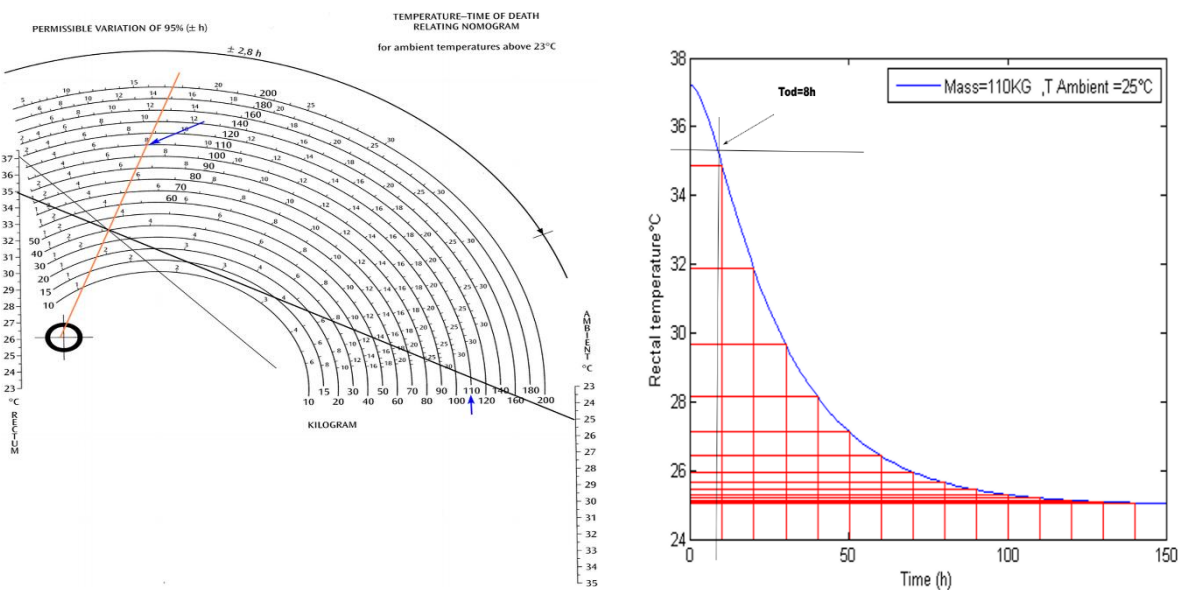


Figure (IV.7) Présentation schématique du PMI a) Nomogramme de Henssge

b) Données simulées

Le tableau 1 donne pour chaque profil de datation une comparaison entre les résultats de simulation numérique de l'heure du décès avec ceux donnés par le nomogramme de Henssge.

Tableau 1 : Résultats obtenus et comparaison

	Values used in our simulation		Time of death (Tod) results		
	T _{Ambient} °C	T _{Rectal} °C	Mass (kg)	Numerical result (Tod) (h)	Henssge's Nomogram result (Tod) (h)
	15	27	70	12	12
	18	28	80	16	16
	15	27	160	32	32
	25	35	110	8	8

Selon ces chiffres, les résultats obtenus par le logiciel Matlab sont comparables avec ceux donnés par le nomogramme de Henssge.

Les figures 3b, 4b, 5b et 6b mettent en évidence trois phases différentes du processus de décroissance thermique après le décès :

La première phase, appelée plateau thermique initial, dure entre 0,5 et 3 heures. Cette phase est marquée par une très faible diminution de la température corporelle. Durant cette période, le corps ne perd que très peu de chaleur, en raison de la différence initialement faible entre la température corporelle et celle de l'environnement. Cela se produit surtout dans les premières heures après la mort,

La deuxième phase est celle de la décroissance semi-linéaire rapide. Dans cette étape, la température corporelle commence à diminuer plus rapidement, ce qui correspond à une perte de chaleur plus prononcée vers l'environnement. Cette perte rapide est due à l'arrêt des fonctions vitales et à la dissipation complète de la chaleur produite par le corps.

La troisième phase est appelée phase terminale de décroissance lente, où la température corporelle finit par s'égaliser progressivement avec celle de l'environnement. Durant cette étape,

la différence de température entre le corps et l'environnement est minime, ce qui ralentit la perte de chaleur. Le corps atteint alors un état d'équilibre thermique avec son environnement,

Selon ces données, les résultats fournis par Matlab correspondent à ceux du nomogramme de Henssge, validant ainsi la précision des modèles utilisés pour évaluer le refroidissement corporel post-mortem.

IV.4.2 Variation de la température interne au cours du temps

Les figures 8 et 9 montrent le profil de la température post-mortem par rapport à différentes températures ambiantes pour une masse corporelle connue.

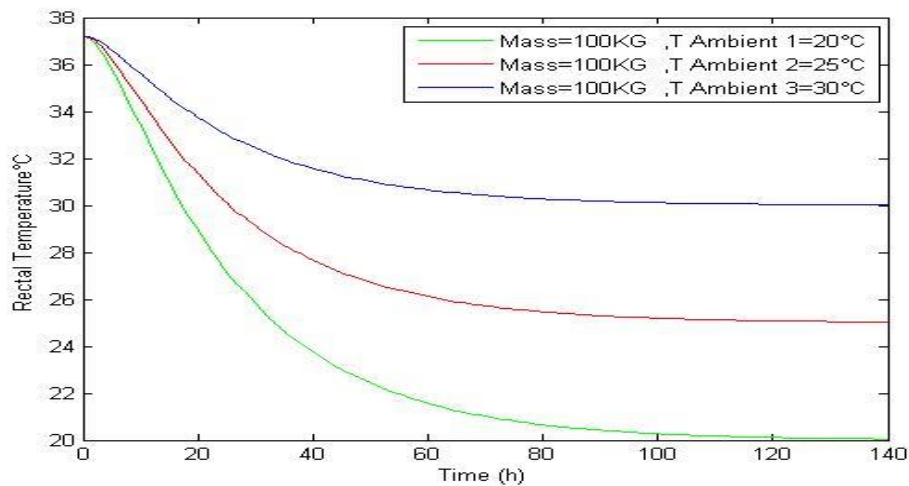


Figure (IV.8) Allure de la température interne pour $T_{\text{ambiante}} < 37,2^{\circ}\text{C}$

De la figure (IV.8), nous pouvons constater que dans le cas où la température ambiante est inférieure à la température rectale, la température interne diminue progressivement jusqu'à l'alignement avec la température ambiante pour tous les profils.

La différence initiale entre la température ambiante et la température rectale entraîne une perte thermique rapide dans les premières phases. Cette dissipation de chaleur est causée par le fait que le corps cherche à s'équilibrer thermiquement avec son environnement en fonction de la différence entre les deux températures, la vitesse de refroidissement peut varier, mais le principe reste le même : le corps perd de la chaleur à un rythme accéléré au début, puis le taux de diminution de la température ralentit à mesure que la température interne se rapproche de celle de l'environnement.

Lorsque la température interne du corps atteint la température ambiante, le processus de refroidissement s'arrête pratiquement. Il est également important de noter que ce processus peut être influencé par plusieurs facteurs externes, tels que l'humidité de l'air, le flux d'air, ou même les propriétés thermiques de l'environnement immédiat du corps (sol, eau, etc.).

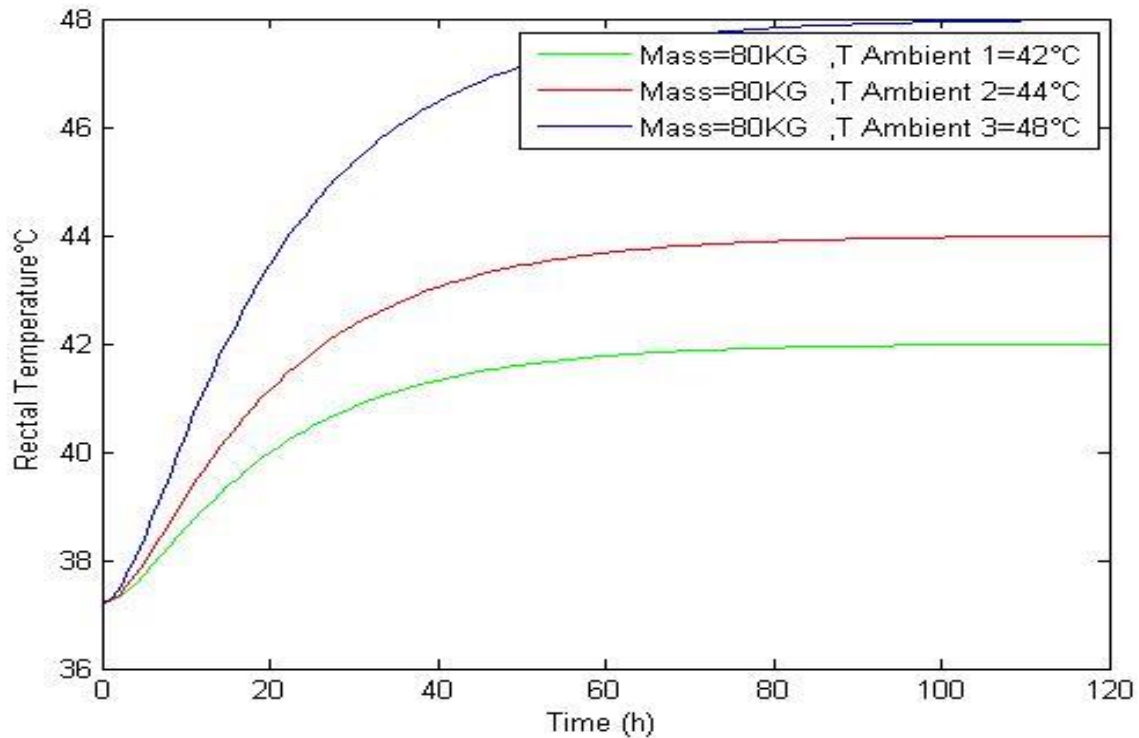


Figure (IV.9) Allure de la température interne pour $T_{\text{ambiante}} > 37,2^{\circ}\text{C}$

Dans le cas où $T_{\text{AMBIANTE}} > T_{\text{RECTAL}}$, la température interne augmente progressivement jusqu'à l'alignement avec la température ambiante pour tous les profils, comme montre la figure (IV.9).

Lorsque la température ambiante est supérieure à la température rectale, le corps absorbe de la chaleur de son environnement, entraînant une augmentation progressive de sa température interne. Ce phénomène se produit parce que le corps humain, dans ce cas, ne peut plus réguler efficacement sa température en raison de la différence entre la température ambiante élevée et sa propre température interne. La transmission de la chaleur se fait par conduction et convection, où la chaleur ambiante est transférée aux tissus corporels.

À mesure que cette chaleur est absorbée, la température interne continue d'augmenter jusqu'à ce qu'elle atteigne un équilibre avec la température ambiante. Il est important de noter que ce processus peut être plus lent que celui de la perte de chaleur, en fonction de l'isolation thermique

du corps (comme les vêtements ou la position dans l'environnement) et de l'intensité de la chaleur ambiante.

Dans des conditions où la chaleur ambiante est extrême, ce réchauffement peut être accéléré, entraînant des conséquences thermiques graves pour le corps, comme des dommages aux organes ou une accélération de la décomposition. Le phénomène de réchauffement est clairement illustré dans la Figure (IV.8), où les courbes montrent une élévation constante de la température interne jusqu'à égaler celle de l'environnement.

IV.4.3 Performances d'un capteur FBG

La Figure (IV.9) montre le décalage temporel de la longueur d'onde de Bragg, tel que défini par l'équation (IV.10). Ce décalage est une indication clé du changement de température, mesuré par les capteurs de température à réseau de Bragg à fibre (FBG). Ces capteurs sont hautement sensibles aux variations thermiques, ce qui les rend particulièrement efficaces pour l'estimation de l'intervalle post-mortem (IPM).

Le principe de fonctionnement repose sur le fait que, lorsqu'un corps subit des modifications de température après le décès, la longueur d'onde de Bragg détectée par le capteur change en fonction de la variation thermique dans les tissus corporels. L'équation (7) décrit cette relation mathématique entre le décalage de longueur d'onde et la température mesurée. Plus la température corporelle varie par rapport à la température ambiante, plus la longueur d'onde de Bragg se décale, permettant ainsi d'estimer précisément le moment du décès.

Ce système de capteurs FBG est particulièrement utile dans le domaine médico-légal, car il offre une mesure continue et précise de la température corporelle, facilitant la détermination du PMI avec une fiabilité accrue.

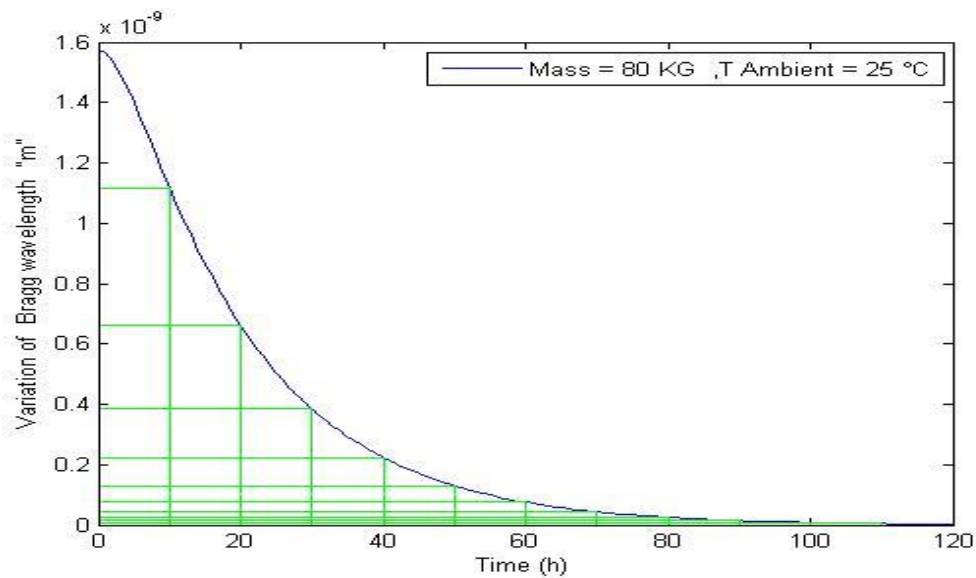


Figure (IV .10) Évolution de $\Delta\lambda_B$ selon le temps

La Figure (IV.10) présente l'évolution de la longueur d'onde de Bragg au fil du temps. En comparant cette courbe avec celle du modèle de Henssge utilisé pour estimer l'heure du décès en médecine légale, la similarité observée souligne la précision des capteurs FBG dans la modélisation du refroidissement post-mortem.

Il a été vu précédemment que l'équation de Henssge modélise le refroidissement du corps à travers deux phases : une phase rapide de perte de chaleur suivie d'une phase plus lente. Cette équation simulée par Matlab a révélé une correspondance remarquable avec les mesures de la variation de la longueur d'onde de Bragg en fonction du changement de la température, validant ainsi l'utilisation des capteurs FBG pour ces types d'applications.

On retrouve une phase rapide au début de la période post-mortem où la courbe montre une chute rapide de la température, correspondant à une perte de chaleur immédiate due à la convection et au rayonnement.

Dans la seconde phase, on retrouve une phase lente où la dissipation thermique est plus progressive, et la variation de la longueur d'onde de Bragg se stabilise, ce qui reflète la dissipation lente de la chaleur interne des tissus profonds.

Cette correspondance entre les données expérimentales issues des capteurs FBG et la simulation Matlab de l'équation de Henssge offre une validation concrète de l'application des FBG dans la datation post-mortem.

La figure (IV.) illustre l'évolution de la variation de la longueur d'onde de Bragg en fonction du temps pour différentes masses corporelles.

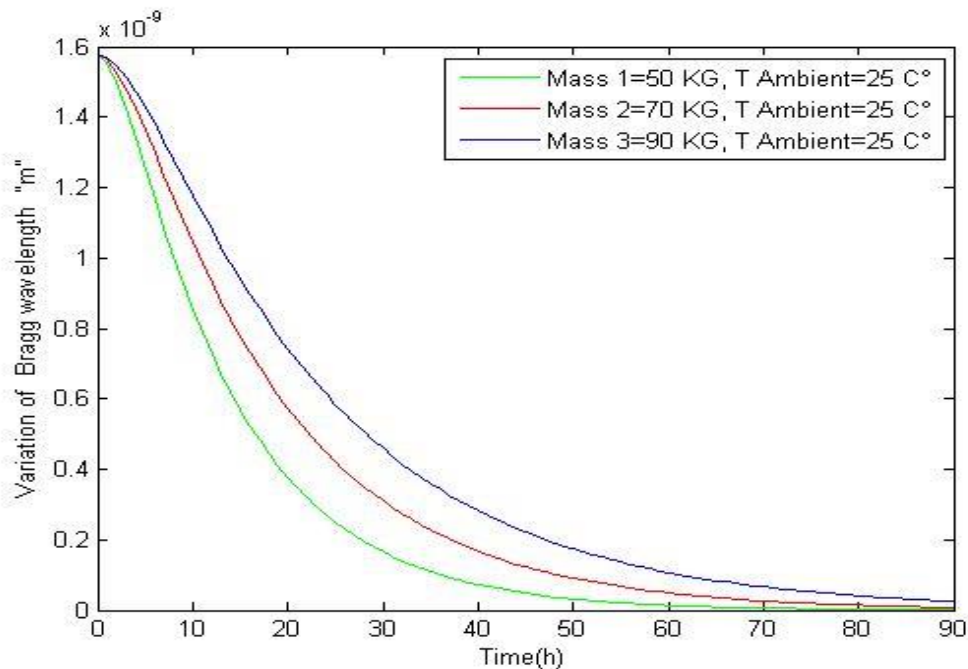


Figure (IV .11) Évolution de $\Delta\lambda_B$ pour différentes masses selon le temps

La Figure (IV .11) montre l'impact de la masse corporelle sur la variation de la longueur d'onde de Bragg, à température ambiante constante.

Les résultats montrent clairement que les corps avec une masse plus élevée ont tendance à conserver leur chaleur plus longtemps. Ce phénomène s'explique par une inertie thermique plus importante, ce qui signifie que les corps plus lourds perdent leur chaleur à un rythme plus lent. Par conséquent, le décalage de la longueur d'onde de Bragg se produit plus lentement pour les corps de grande masse, prolongeant ainsi le temps nécessaire pour que la température interne du corps atteigne l'équilibre avec l'environnement.

IV.4.3.1 Interprétations des résultats

Ces observations sont cruciales pour les applications légales. La capacité des capteurs FBG à détecter de telles variations en fonction de la masse corporelle offre un outil précis pour l'estimation de l'heure du décès. Les facteurs thermiques liés au poids du corps peuvent être pris en compte pour affiner les résultats obtenus par d'autres méthodes, comme l'équation de Henssge.

L'utilisation des capteurs FBG pour analyser les paramètres thermiques et modéliser la dégradation thermique du corps post-mortem constitue une avancée significative dans les outils disponibles pour la datation. La correspondance observée avec l'équation de Henssge et l'impact documenté de la masse corporelle sur la vitesse de refroidissement renforcent la fiabilité de cette approche. Ces capteurs offrent des résultats précis et peuvent être intégrés dans des protocoles standardisés en médecine légale pour améliorer l'estimation du PMI.

Les résultats obtenus montrent une corrélation directe entre la masse corporelle et la vitesse de refroidissement. Les corps plus lourds présentent une inertie thermique plus élevée, ce qui signifie qu'ils retiennent leur chaleur plus longtemps après le décès. Cela est dû au fait que la dissipation de la chaleur dans les tissus plus profonds prend plus de temps à atteindre la surface et à être évacuée vers l'environnement extérieur. À l'inverse, les corps plus légers, avec une masse plus faible, atteignent plus rapidement l'équilibre thermique avec l'environnement, ce qui se traduit par une chute plus rapide de la température.

IV.3.3.2 Validation des résultats

Les capteurs FBG permettent de détecter avec une grande précision les variations infimes de température, ce qui rend cette méthode particulièrement utile pour la modélisation du refroidissement post-mortem. Comparés aux méthodes plus traditionnelles de mesure de la température rectale ou ambiante, ces capteurs offrent un avantage considérable en termes de finesse des données. Grâce à leur capacité à capter des changements progressifs dans les différentes couches du corps, ils fournissent une vue plus complète du processus de refroidissement et de réchauffement.

IV.4.3.3 Comparaison des résultats avec ceux du modèle de Henssge

Les résultats obtenus avec les capteurs FBG ont également été comparés à ceux donnés par l'équation de Henssge, un modèle couramment utilisé pour estimer l'heure du décès. Cette équation prend en compte divers facteurs, dont la température ambiante et la masse corporelle, pour estimer la vitesse de refroidissement d'un corps post-mortem. Les capteurs FBG, en mesurant directement les variations thermiques, offrent une méthode expérimentale qui valide en partie les prédictions théoriques de l'équation de Henssge, tout en offrant une précision accrue. La correspondance entre les deux approches renforce la crédibilité des résultats obtenus avec les FBG, tout en soulignant certaines limites du modèle de Henssge,

Bien que les résultats obtenus à l'aide des capteurs FBG soient prometteurs, il convient de noter que ces mesures sont toujours sujettes à une certaine incertitude. Par exemple, des variations dans les conditions environnementales (telles que l'humidité, la circulation de l'air, ou les variations de température ambiante) peuvent affecter les résultats finaux. De plus, des différences individuelles, comme des blessures ou l'état de santé avant le décès, peuvent également influencer sur la vitesse de refroidissement du corps. Ces facteurs doivent être pris en compte lors de l'interprétation des données, afin d'éviter les résultats erronés [8].

IV.4.3.4 Perspectives d'Amélioration et applications futures des capteurs FBG

La Figure (IV .13) présente une comparaison entre deux méthodes de datation post-mortem : la première correspond à l'utilisation d'un capteur de température FBG et la deuxième correspond à l'équation de Henssge, simulée dans le cas où la température ambiante dépasse les 37,2 °C.

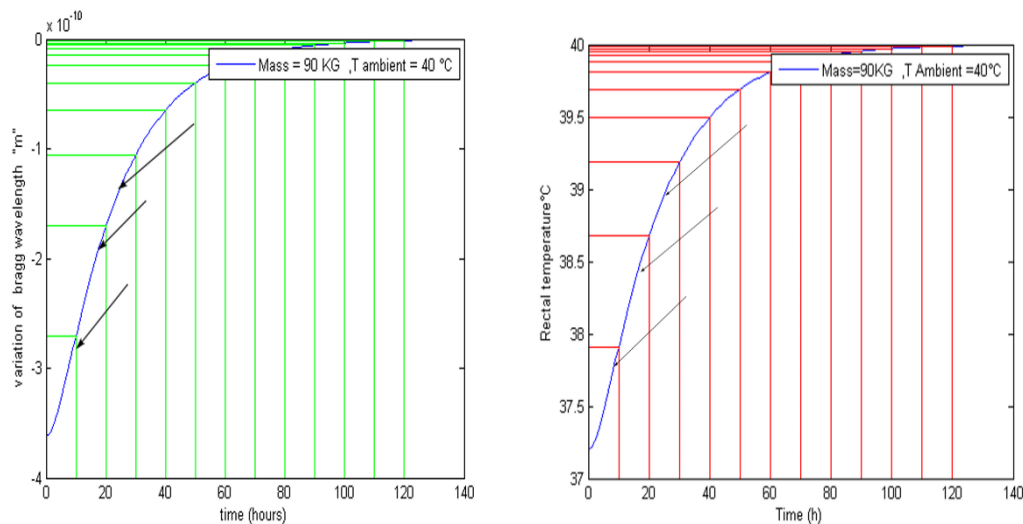


Figure (IV .12) Datation post-mortem a) par un capteur de température FBG b) en utilisant le modèle de Henssge

La figure représente l'évolution de la longueur d'onde de Bragg mesurée par un capteur à réseau de Bragg (FBG) en fonction du temps. Comme la longueur d'onde de Bragg est directement influencée par la température, elle augmente proportionnellement à celle du corps. L'étude de cette variation au cours du temps permet d'analyser la dynamique du réchauffement post-mortem.

La courbe présente une variation abrupte de la longueur d'onde de Bragg, indiquant un réchauffement accéléré du corps. Durant ces premières heures, l'écart thermique important entre

le corps et l'environnement favorise des échanges thermiques rapides. On remarque aussi une phase de réchauffement plus lente après un temps passé de l'ordre de 20 heures.

IV.4.3.5 Analyse comparative des modèles : similarités et observations

Nous observons que les deux courbes suivent un profil similaire, suggérant une bonne corrélation entre les deux méthodes. Cela indique que les capteurs FBG, avec leur capacité à mesurer les variations thermiques en temps réel, offrent des résultats comparables à ceux générés par l'équation de Henssge, malgré des approches méthodologiques très différentes. Cette similitude des profils pourrait être interprétée comme une validation croisée des deux méthodes,

En effet, les capteurs FBG mesurent directement la température interne du corps de manière continue, ce qui permet une analyse plus fine de l'évolution thermique, tandis que l'équation de Henssge repose sur une modélisation mathématique prenant en compte plusieurs facteurs théoriques, tels que la masse corporelle et les conditions environnementales.

IV.4.3.6 Tableau récapitulatif et comparaison

Le tableau 2 fournit une synthèse des résultats obtenus par les deux méthodes. Ce tableau met en évidence la proximité des valeurs obtenues par chaque méthode, mais il est important de remarquer que des écarts peuvent apparaître, notamment dans les situations où la température ambiante varie considérablement. Les valeurs données par le capteur FBG semblent légèrement plus précises dans les conditions extrêmes (température > 37,2 °C), tandis que la méthode de Henssge donne des résultats plus stables dans des plages de température modérées.

Tableau 2 : Résultats obtenus et comparaison

T_{Amb} °C	Values used in our simulation				Time of death (Tod) results	
	T_{Rectal} °C	Mass Kg	λ_B 10^{-9} m	$\Delta\lambda_B$ 10^{-10} m	FBG sensors (Tod) (h)	Henssge's equation (Tod) (h)
40	37.5	90	1550.13	-3.29	6	6
40	38.5	90	1550.13	-1.97	18	18
40	39	90	1550.13	-1.31	26	26

Selon les figures (IV.13.a) et (IV.13.b) ainsi que le tableau 2, nous identifions trois cas distincts. Dans ce tableau, trois cas différents sont présentés pour démontrer comment les capteurs de

température peuvent être utilisés pour estimer l'heure de décès en fonction de la température corporelle post-mortem par rapport à la température ambiante.

Cas 1 : Température rectale de 37,5 °C et température ambiante de 40 °C

Lorsque la température rectale est inférieure à la température ambiante, le corps se réchauffe rapidement. Dans ce cas, la température du corps, qui est initialement de 37,5 °C, atteint rapidement l'équilibre thermique avec l'environnement plus chaud (40 °C). Cette accélération du réchauffement permet de déduire que le décès est survenu environ 6 heures plus tôt. Ce cas illustre une phase de réchauffement rapide due à une différence significative entre la température interne et externe.

Cas 2 : Température rectale de 38,5 °C et température ambiante de 40 °C

Dans ce scénario, la température corporelle est plus proche de celle de l'environnement. Le corps se réchauffe plus lentement, car la différence de température n'est que de 1,5 °C. Cela correspond à une phase de réchauffement plus lente. Dans ce cas, il est estimé que le décès s'est produit environ 18 heures auparavant. Ce chapitre montre que lorsque la différence de température entre le corps et l'environnement est moindre, le processus de réchauffement est plus lent.

Cas 3 : Température corporelle de 39 °C et température ambiante de 40 °C

Lorsque la différence de température entre le corps et l'environnement est minimale (seulement 1°C), le processus de réchauffement devient très lent. Malgré une différence de température de seulement 0,5°C par rapport au Cas 2, cela entraîne une différence significative dans le temps estimé du décès, qui est ici évalué à 26 heures. Cela montre que même de légères variations dans les températures corporelles et ambiantes peuvent conduire à des écarts importants dans l'estimation du temps de décès.

Le tableau montre que la différence entre la température corporelle et la température ambiante joue un rôle essentiel dans la vitesse à laquelle le corps se réchauffe après la mort, ce qui permet d'estimer l'heure du décès. L'utilisation des capteurs FBG constitue un outil moderne et précis pour améliorer la fiabilité des estimations de temps post-mortem

IV.4.3.7 Approche combinée

En prenant en compte toutes ces observations, il devient clair que l'intégration des deux méthodes pourrait permettre une approche plus robuste. Par exemple, en utilisant les capteurs FBG pour mesurer directement les variations thermiques, tout en ajustant les résultats à l'aide de l'équation de Henssge, il serait possible de modéliser plus précisément le comportement thermique du corps dans des environnements spécifiques.

Cette approche combinée permettrait d'améliorer non seulement la précision temporelle de la datation post-mortem, mais aussi de réduire l'incertitude associée aux conditions environnementales variables. Dans des situations où la température ambiante excède des seuils critiques (comme 37,2 °C), les capteurs FBG offrent un aperçu direct des variations thermiques, tandis que l'équation des Henssge permet d'incorporer des données théoriques pour affiner les prédictions.

IV.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit une nouvelle méthode pour mesurer l'intervalle post-mortem (PMI) à l'aide de capteurs de température à réseau de Bragg à fibre. Il convient de noter que les capteurs à réseau de Bragg à fibre ont attiré une attention considérable pour les applications de mesure en raison de leur taille considérablement réduite, de leur faible poids, de leur flexibilité et de leur immunité aux interférences électromagnétiques par rapport aux méthodes de détection traditionnelles. Le principal avantage de ce système de réseau de Bragg à fibre choisi dans cette étude est que le signal mesuré est la longueur d'onde de Bragg. On constate que la modélisation par l'utilisation de capteurs à réseau de Bragg à fibre nous a permis de reproduire le comportement thermique du corps. Les capteurs FBG ont montré leurs performances compte tenu de la précision des résultats obtenus ce qui permet de les exploiter pour des datations post-mortem à différentes températures ambiantes. L'un des principaux avantages de cette méthode est son utilisation à des températures élevées allant jusqu'à 48°C (cas désertiques), ce qui simule le changement de température d'un corps situé à l'extérieur. Ces travaux fournissent également un outil de simulation numérique bien plus simple à utiliser que le recours à des expérimentations de terrain sur des modèles animaux, ou humains. Enfin, contrairement aux autres méthodes existantes, elle est simple d'utilisation et gratuite d'accès, et ne nécessite pas de données extrêmement détaillées pour réaliser des simulations. Après comparaison avec le nomogramme Henssge, les prédictions de ce modèle ont été utilisées pour tester la validité du nomogramme Henssge dans le cas d'un corps soumis à une température

ambiante élevée. Les résultats indiquent que la méthode de Henssge ne peut pas être utilisée dans le cas de température ambiantes élevées. Les résultats obtenus par cette nouvelle méthode sont satisfaisants et compte tenu de ces aspects de la détection FBG, on peut prédire que cette technologie en évolution rapide peut fournir des solutions bien meilleures et plus efficaces pour diverses applications biomédicales et faire partie intégrante du système de santé futuriste.

IV.6 Références

- [1] Hill, KO, Malo, B, Bilodeau, F, Johnson, DC, Albert J, Appl. Phys. Lett, 32, 747-749,(1978)
- [2] Meltz, G, Morey, WW, Glenn, WH, Opt. Lett, 14, 823-825,(1989).
- [3] Fernández-Ruiz M.R., Fiber Bragg Grating-Based Optical Signal Processing: State of the Art and Prospects, Applied Sciences, Vol. 11, n°17, 2021.
- [4] R. Kashyap, Les réseaux de Bragg sur fibre optique : théorie et applications, Academic Press,(1999).
- [5] A. Katzir, ``Utilisation des fibres optiques en milieu médical``, vol. 260, pp. 120-125, (1989).
- [6] Mishra, V, Singh, N, Tiwari, U, Kapur, P. (2011), Sens. Actuators A, Phys. 167 (2), 279-290,(2011),
- [7] Rao, YJ, J. Biomed. Opt, 3 (1), 38-44,(1989).
- [8] Mishra, V, Singh, N, Kapur, P, Fiber optic sensors technology in medicine, in: D.V. Rai, Raj Bahadur (Eds), Trends in Medical Physics and Bio medical Instrumentation, New Era International Imprint, India, 225–242,(2009).
- [9] Al-Fakih, E, Osman, NAA, Adikan, FRM, Sensors, 12 (10), 12890-12926, (2012).
- [10] Correia, RJ, Lee, SSW, Morgan, SP, Korposh ,S. ,J. Opt, 20 (7), 73003, (2018),
- [11] R. Kashyap, ``Les réseaux de Bragg sur fibre optique : principes et applications``, 2^e édition, Academic Press, Londres,(2009).

- [12] A. Othonos et K. Kalli., Les réseaux de Bragg sur fibre : fondamentaux et applications en télécommunications et en détection, Artech House, Londres, (1999).
- [13] Y. J. Rao, Techniques de mesure basées sur les réseaux de Bragg", Measurement Science and Technology, vol. 8, pp. 355-375, (1997).
- [14] M. Majumder, T. K. Gangopadhyay, A. K. Chakraborty, K. Dasgupta et D. K. Bhattacharya, "État actuel et applications des capteurs à réseau de Bragg", Sensors and Actuators A, vol. 147, pp. 150-164, (2008).
- [15] U. Tiwari, Mishra, G. C. Poddar, K. Kesavan, S. C. Jain, K. Ravisankar, N. Singh et P. Kapur, "Étude des capteurs à fibre optique dans les sciences actuelles", Current Science, vol. 97, n° 11, pp. 1539-1542, (2009).
- [16] Bakaic, M, Hanna, M, Hnatovsky, C, Grobnic, D, Mihailov, S, Zeisler, SS, Hoehr, C. ,Appl. Sci. 10 (13), 4610, (2020).
- [17] Presti, DLo, Massaroni C, Leitao, JCS, Domingues ,MDF, Sypabekova ,M., Barrera ,D, Floris, I, Massari, L, Moddo, C, Sales ,S, IoanIordachita I, Tosi, D, Schena, E, A Review, IEEE Access, 8, 156863-156888, (2020).
- [18] Charabidze, D, Annales de la Société Entomologique de France 48, 239-252 (2012),.
- [19] Sterzik, V, Holz, F, Ohlwärther, TEN, Thali, M, Birngruber, CG, International Journal of Legal Medicine. Int .132, 933-938, (2018).
- [20] Sterzik, V, Jung, T, Jellingha, K, Bohnert, M. (2016), Int. J. Legal .130, 1557-1566.
- [21] Henssge, C, Forensic Sci. Int. 38, 125-133, (1988).
- [22] Henssge, C, Madea, B, Forensic Sci. Int. 144, 123-133, (2004).
- [23] Śliwka, K, Miścicka, ŚD, Arch. Med. Sąd. i Krym .35, 1-6, (1985).
- [24] Charabidze, D, Veremmeb, A, Morvanb, G, Hedouina, V, Gosseta, D, The forensic journal 1, 61-65, (2010).

- [25] Mall, G, Eisenmenger, W, Legal Med, 7, 1-14,(2005).
- [26] Mall, G, Eisenmenger, W, Legal Med, 7, 69-80,(2005).
- [27] Sapienza, D, Asmundo, A, Silipigni, S, Barbaro, Cinquegrani, UA, Granata, F, Barresi, V, Gualniera, P, Bottari, A, Gaeta, M, Sci, Rep.10, 392,(2020).
- [28] Henssge, C, Knight, B, Krompecher, T, Madea, B, Nokes, L, Arnold, E, ``The Estimation of the Time Since Death in the Early Postmortem Period``, London,(1995).
- [29] Morey, WW, Meltz, G, Glenn, WH, Proc. SPIE.36, 1513-1582.(1992).
- [30] Rao, YJ, Meas Sci. Technol. 8, 355-375,(1997).
- [31] Henssge, C, ``Death time estimation in the early postmortem period. Forensic Science International``, 76(1), 23-31,(1995).
- [32] Madea, B. (2005), Forensic Science International, 151(2-3), 151-164.
- [33] Henssge, C, & Knight, B, ``The Estimation of the Time Since Death in the Early Postmortem Period``. Arnold Publishers,(2002).

Conclusion Générale

Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse ont principalement porté sur l'application des capteurs à réseaux de Bragg (FBG) dans la datation post-mortem, un domaine important de la médecine légale. Cette étude a permis d'explorer la capacité des capteurs FBG à fournir des estimations précises de l'intervalle post-mortem en mesurant les variations de température corporelle dans des conditions variées, ce qui représente un défi majeur dans l'évaluation du temps écoulé depuis le décès.

Tout d'abord, une analyse théorique approfondie des réseaux de Bragg photo-inscrits a permis de comprendre les principes fondamentaux de la réflexion dans ces réseaux et leur sensibilité aux variations thermiques. Nous avons démontré que les capteurs FBG sont particulièrement adaptés pour mesurer les changements de température à des niveaux de précision suffisants pour estimer l'intervalle post-mortem. Les résultats ont mis en évidence l'importance des paramètres comme l'indice de réfraction et la période du réseau, qui jouent un rôle clé dans la performance des capteurs.

Ensuite, nous avons simulé la propagation de la lumière à travers les capteurs FBG en utilisant des outils numériques pour analyser l'impact de la température sur les signaux réfléchis par ces capteurs. Les simulations ont montré que ces capteurs sont capables de détecter des variations thermiques dans une plage suffisamment large pour permettre une estimation fiable de l'intervalle post-mortem

La deuxième partie de nos travaux a porté sur l'application pratique de ces capteurs dans des environnements réels, notamment dans des régions où les températures ambiantes peuvent atteindre des valeurs élevées, allant jusqu'à 48 °C. Nous avons constaté que les capteurs FBG pouvaient non seulement résister à ces conditions extrêmes, mais aussi fournir des mesures précises de la température corporelle, permettant ainsi d'améliorer la précision des estimations de l'intervalle post-mortem. Ces résultats ouvrent la voie à une utilisation plus large des capteurs FBG dans les pratiques médico-légales, offrant une alternative plus précise et plus fiable aux méthodes traditionnelles de datation post-mortem, qui sont souvent affectées par des facteurs externes tels que l'humidité ou la température ambiante.

Enfin, cette recherche a mis en évidence plusieurs perspectives intéressantes pour l'avenir. Parmi celles-ci, l'amélioration de la sensibilité des capteurs FBG, l'intégration de ces capteurs dans des systèmes de surveillance en temps réel pour la datation post-mortem, et l'exploration d'autres applications possibles de cette technologie dans d'autres domaines de la médecine

légale. De plus, il serait pertinent d'étudier davantage l'impact des différents types de tissus corporels sur les mesures de température, ainsi que la possibilité d'utiliser les capteurs FBG pour mesurer d'autres paramètres biologiques et chimiques en complément des variations thermiques.

En conclusion, les travaux réalisés dans cette thèse ont montré que les capteurs à réseaux de Bragg représentent une solution prometteuse pour la datation post-mortem, offrant à la fois précision et fiabilité. Toutefois, de nouvelles recherches et développements sont nécessaires pour optimiser ces capteurs et élargir leur domaine d'application, ouvrant ainsi la voie à des avancées significatives dans le domaine médico-légal.