

SENSOR DE FIBRA ÓPTICA PARA DETERMINAR EL PORCENTAJE DE PROTEÍNAS EN EL TEJIDO SANGUÍNEO

Cárcoba Valadez, Jessica Alejandra (1), Torres Cisneros Miguel (2)

1 [Licenciatura en Ingeniería Biomédica, División de Ciencias e Ingenierías, Campus León, Universidad de Guanajuato] | Dirección de correo electrónico: [ja.carcobavaladez@ugto.mx]

2 [Departamento de Ingeniería Electrónica, División de Ingenierías, Campus Irapuato – Salamanca, Universidad de Guanajuato] | Dirección de correo electrónico: [torres.cisneros@ugto.mx]

Resumen

En los últimos años las fibras ópticas se han aplicado en diferentes actividades, que van desde las comunicaciones, hasta diseñar sensores con características como la estabilidad y la precisión; los cuales se utilizan para cuantificar diferentes parámetros. En este trabajo se presentan los resultados numéricos obtenidos de la simulación de un sensor de fibra óptica para determinar el porcentaje de proteínas en el tejido sanguíneo utilizando el software COMSOL multiphysics®, el cual se basa en el corrimiento que sufre la longitud de onda del haz de entrada en la fibra óptica, con lo que se determina el índice de refracción del tejido sanguíneo, cuyo valor es proporcional al porcentaje de proteínas presentes.

Abstract

In the last years, the optical fibers have been applied in different activities, since communications to reach to the sensors designing with features such as stability and precision; which are used to quantify different parameters. This paper presents the numerical results obtained from the simulation of a fiber optic sensor to determine the percentage of proteins in the blood tissue using COMSOL multiphysics® software, this is based on the shifting that affect the wavelength of the input beam into the optical fiber, whereby the refractive index of the blood tissue is determined, which value is proportional to the percentage of protein present.

Palabras Clave

Sensores de fibra óptica; Interferencia multimodal; Modelos numéricos

INTRODUCCIÓN

La luz es una onda electromagnética que tiene una velocidad de propagación $c = 299\,792\,458$ m/s en el vacío [1]. El índice de refracción (n) de un material es la relación de la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en el mismo [2].

Fibras ópticas

Una fibra óptica (guía de onda), es un medio de transmisión de ondas electromagnéticas de 300 - 700 nm y de menor longitud de onda (λ), son fabricadas de material dieléctrico transparente (plástico, vidrio, etc.) [3]. Los componentes de una fibra óptica son núcleo, revestimiento, y recubrimiento. El primero de índice de refracción mayor al segundo. El revestimiento es un fundamental componente de una fibra, ya que garantiza que la onda electromagnética inducida o transmitida se refleje [4].

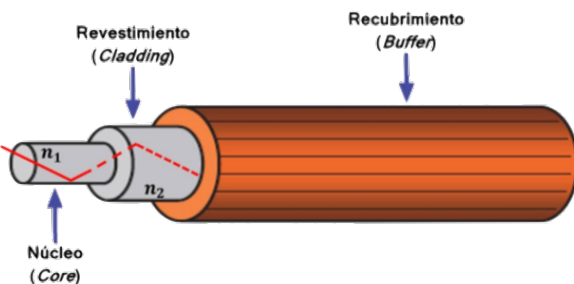


IMAGEN 1: Ejemplificación de la estructura de una fibra óptica.

Las diferentes trayectorias de onda producidas debido al diámetro del núcleo de la fibra forman patrones de campo electromagnético llamados modos de longitud de onda. Según el número de modos que una fibra puede transmitir, éstas se clasifican en fibras monomodo (SMF) y fibras

multimodo (MMF). El diámetro del núcleo de una SMF es aproximadamente de nueve micrómetros, lo que le permite transmitir solo un modo; una MMF es capaz de transmitir más de un modo de longitud de onda, con un diámetro de cincuenta o sesenta y dos micrómetros [5].

Determinar el porcentaje de onda que viaja por el núcleo depende la diferencia de los índices de refracción n_1 y n_2 , como se muestra en la imagen 2a.

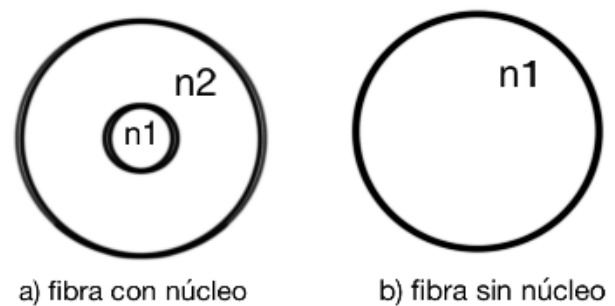


IMAGEN 2: Bosquejo de una fibra óptica, a) con núcleo, b) y sin núcleo.

Las fibras ópticas presentan atenuación en la señal transmitida, debido a la interacción de la onda con las partículas y accidentes (variaciones locales del índice de refracción, curvaturas, imperfecciones, etc.) dependientes del diseño de la fibra, pero principalmente de su longitud de onda (λ) de operación. Las regiones del espectro donde se presenta una menor atenuación de la señal es con λ de 850, 1310 y 1550 nm, los cuales presentan una constante de atenuación de 2 a 5, 0.5, y 0.2 dB/Km respectivamente [4].

Interferencia

El fenómeno de interferencia de ondas electromagnéticas se produce cuando ondas producidas en la misma fuente que viajan por el

mismo medio, se superponen, generando otra onda electromagnética. La interferómetro, permite medir longitudes de onda e índices de refracción [3].

La interferencia multimodal (MMI) se presenta debido a la diferencia en los tiempos de propagación de las ondas electromagnéticas que van en diferentes trayectorias en fibras multimodo, este efecto puede ser no deseado y el MMI no existe en las SMF de índice escalonado, sin embargo también puede ser deseable y ser utilizado para sensar alguna variable [6].

Sensores de fibra óptica

Al utilizar una fibra sin núcleo El principio físico de los sensores de fibra óptica está determinado por una alteración en la propagación de la onda a través de la fibra, por cambios temporales o espaciales en el material o en la estructura física o forma geométrica de la fibra. Los cambios que sufre la onda, son medidos por cambios en el índice de refracción, en la amplitud, en la fase, en los modos de propagación, en la potencia, etc. [7]. Con base en estos principios se han desarrollado sensores de temperatura [8], sensores de bioquímicos [9], sensores de presión [10], sensores de percepción biológica [11], etc.

Software

COMSOL Multiphysics, permite modelar y simular sistemas físicos, basándose en el método del elemento finito [12].

Justificación

Al utilizar una fibra sin núcleo, como se puede ver en la imagen 2b, la cual será inmersa en el tejido sanguíneo, el índice de refracción del “recubrimiento” dependerá del porcentaje de proteínas presentes en la misma [13], esto implicará que el índice efectivo de la fibra varíe en forma

proporcional a la cantidad de proteínas que tiene el tejido sanguíneo, obteniendo por ende, un sensor de proteínas. Bajo este principio, se puede desarrollar un sensor de fibra óptica para determinar el porcentaje de proteínas en el tejido sanguíneo.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó el software COMSOL multiphysics, se diseñó un arreglo de fibra óptica el cual consta de una fibra multimodo conectada a la entrada y otra a la salida de una fibra sin núcleo, ésta última se expone a tejido sanguíneo. El tejido sanguíneo enseguida es el revestimiento de la fibra sin núcleo, el índice de refracción utilizado para este nuevo recubrimiento fue el promedio descrito por F. de Vega et al. en su trabajo [13], permitiendo cuantificar la diferencia de las longitudes de onda de entrada y de salida del arreglo, proporcionando información del índice de refracción del tejido sanguíneo.

Las geometrías propuestas del arreglo para la simulación son, un corte paralelo al eje longitudinal y un corte perpendicular al eje longitudinal de una fibra óptica cilíndrica como se muestra en la imagen 3.

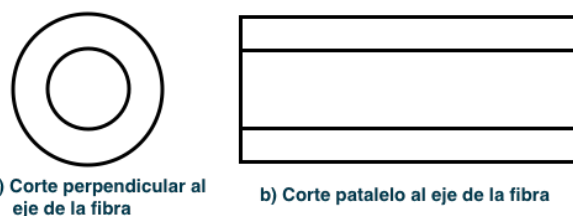


IMAGEN 3: Bosquejo de un corte, a) perpendicular, y b) paralelo, al eje longitudinal de una fibra óptica.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se simuló una onda electromagnética con una longitud de onda de 1550 nm que se transmitió por ambas configuraciones propuestas para el sensor de fibra óptica como se muestra en las imágenes 4

y 5, éste valor de longitud de onda fue elegida con el proposito de evitar riesgos de atenuación.

El valor del índice de refracción obtenido fue de 1.3954 como se muestra en la imagen 4, y de 1.3955 como se muestra en la imagen 5, el índice de refracción de acuerdo con las descripciones de F. de Vega [13] el valor del índice de refracción del tejido sanguíneo es de 1.3464 que representa un 60 por ciento de proteínas presentes; lo que proporciona la información necesaria para determinar el porcentaje de proteínas en el tejido sanguíneo.

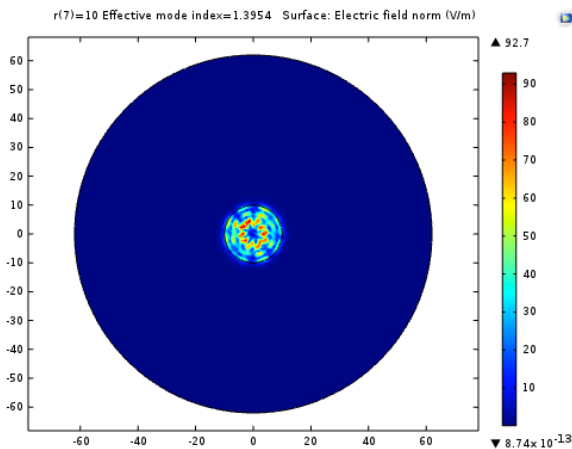


IMAGEN 4: Simulación del sensor de fibra óptica vista de un corte perpendicular al eje longitudinal de la fibra óptica.

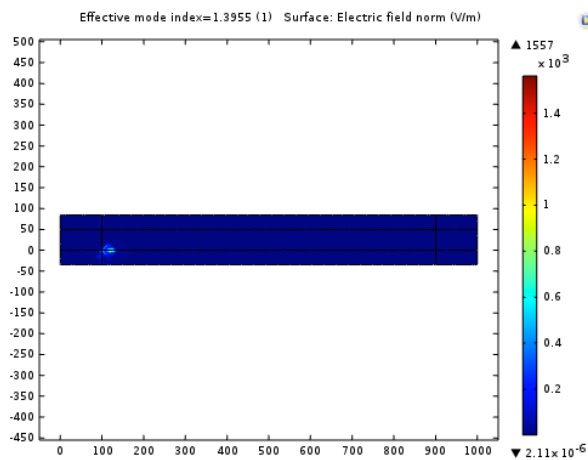


IMAGEN 5: Simulación del sensor de fibra óptica vista de un corte paralelo al eje longitudinal de la fibra óptica.

Es necesario conocer el índice de refracción de forma experimental del tejido sanguíneo con diferentes porcentajes de proteínas para así caracterizar adecuadamente el sensor desarrollado, ya que se conoce el índice de refracción del tejido para solo un valor de porcentaje de proteínas en el tejido.

El sensor podrá ser implementado y utilizado en conjunto con técnicas como la electroforesis para cuantificar proteínas, para determinar experimentalmente la relación del índice de refracción y el porcentaje de proteínas en el tejido sanguíneo.

CONCLUSIONES

El sensor simulado debe ser implementado para que la caracterización del mismo se realice adecuadamente, para así llegar a sustituir sensores utilizados en la actualidad en los cuales el tiempo invertido para la obtención de resultados puede llegar a ser aproximadamente de un día, mientras que el dispositivo propuesto llegaría a ser el óptimo para este tipo de mediciones.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a la Universidad de Guanajuato por realizar este tipo de programas, a través de la dirección de investigación y por haber prestado sus instalaciones tales como bibliotecas y laboratorios. Además, CVJA agradece particularmente a la Dra. Alejandrina Martínez Gamez, ya que fue quien la introdujo en el tema de las fibras ópticas y su extensa variedad de aplicaciones.

REFERENCIAS

- [1] White Harvey E. (1981). Física Moderna (Tomo II), Capítulo 38. Nueva York: Litton Educacional Publishing.
- [2] Graf Rudolf F.(1999). Diccionario Moderno de Electrónica- Edición Bilingüe. México: Prentice Hall Hispanoamericana.
- [3] Hecht, Eugene (2000). Óptica, Tercera Edición, Capítulos 3, 9. Madrid: Pearson
- [4] Herrera Pérez Enrique (2004). Introducción a las Telecomunicaciones Modernas, Capítulo 5.12. México: Limusa
- [5] María Carmen España Boquera (2005). Comunicaciones Ópticas, Conceptos esenciales y Resolución de Ejercicios, Capítulo 1. España: Díaz Santos.
- [6] Tomasi Wayne (2003). Sistemas de Comunicaciones Electrónicas, Capítulo 11. México: Pearson Educación.
- [7] Soledad Rodríguez, Beatriz (2009). Biosensores en la industria, primera edición. Estados Unidos
- [8] V. I. Ruiz Pérez, D. López-Cortes, J. J. Sánchez-Mondragón, and D. A. May-Arrijoja, "MMI Fiber Optic Temperature Sensor," in *Latin America Optics and Photonics Conference*, OSA Technical Digest (online) (Optical Society of America, 2012), paper LS3B.4.
- [9] J. G. Aguilar-Soto, M. A. Basurto-Pensado, P. Zhang, H. J. Cho, P. LiKamWa, and D. A. May-Arrijoja, "Integrated Fiber Based Multimode Interference Bio/Chemical Sensor," in *Frontiers in Optics 2009/Laser Science XXV/Fall 2009 OSA Optics & Photonics Technical Digest*, OSA Technical Digest (CD) (Optical Society of America, 2009), paper FTuE1.
- [10] V. I. Ruiz-Pérez, M. A. Basurto-Pensado, G. Urquiza-Beltrán, D. A. May-Arrijoja, E. Gasca-Herrera, J. J. Sanchez Mondragón, and P. L. LiKamWa, "Optical Fiber Sensor for Pressure Based on Multimode Interference as Sensitive Element," in *Latin America Optics and Photonics Conference*, OSA Technical Digest (CD) (Optical Society of America, 2010), paper MB23.
- [11] M. Tajaldini and M. Z. Mat Jafri, "Nonlinear Multimode Interference coupler for Biological Sensing," in *Novel Biophotonic Techniques and Applications II*, A. Vitkin and A. Amelink, eds., Vol. 8801 of SPIE Proceedings (Optical Society of America, 2013), paper 880103.
- [12] Mendoza Gutiérrez, Adriana (2013). Introducción al software COMSOL Multiphysics (tesis de licenciatura). México, Universidad Veracruzana, Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica.
- [13] F. de Vega; E. B. Abalos ; C.A. Puca Real; E.F. Herrera; E. A. Cruz, " Biofísicoquímica refractométrica para la determinación de las proteínas totales en plasmas y sueros de vicuña (*Vicugna vicugna*) de la localidad de Abra Pampa, Jujuy," (Laboratorio de Investigaciones Bio sicoquímicas. Universidad Nacional de Jujuy. Gorrii 237. San Salvador de Jujuy, Argentina.), Rev. agron. noroeste argent. (2014) 34 (2): 191-194 ISSN 0080-2069 (impresa) ISSN 2314-369X (en línea).