



INAOE

Desarrollo de Dispositivos Fotónicos Optofluídicos

Por

José Gabriel Aguilar Soto

Tesis sometida como requisito parcial
para obtener el grado de

Doctor en Ciencias en la
especialidad de Óptica

en el

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica
y Electrónica.

Supervisada por:

Dr. Daniel A. May Arrijoja
Dr. José J. Sánchez Mondragón

©INAOE 2011

*El autor otorga al INAOE el permiso de reproducir
y distribuir copias de esta tesis en
su totalidad o en partes.*



Dedicatorias

A mis padres, Martha y Froylan.

A mis hermanos Armando, Tere y Paty (donde quiera que estés).

A Hugo Emilio, Miriam y a mis bebés Aidee y Miguelito, de quienes siempre estaré orgulloso.

A mis sobrinos y a toda mi gran familia, por su compañía y apoyo incondicional.

Agradecimientos

A todos mis amigos y especialmente a las personas que han estado conmigo en los momentos más difíciles: Adrian, Carlos y Daniel.

Al consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por la beca de doctorado y a todos los profesores y trabajadores del INAOE.

A mis asesores de tesis, por su paciencia y por brindarme la oportunidad, el apoyo y los recursos para desarrollar este trabajo.

Resumen

En esta tesis se han desarrollado dispositivos optofluídicos basados en el efecto de interferencia multimodal, de manera que su respuesta óptica puede modificarse mediante el intercambio de líquidos con diferente índice de refracción.

Índice

	Página.
Prefacio	1
Capítulo 1.- Introducción	3
1.1.- Antecedentes y Tendencia a la Miniaturización	3
1.2.- Microfabricación	5
1.3.- Dispositivos Optofluídicos	9
1.4.- Propagación en Guías de Onda Ópticas	10
1.5.- Objetivos	13
1.5.1.- Dispositivo Optofluídico Basado en Fibra Óptica	13
1.5.2.- Dispositivo Optofluídico Integrado	14
1.6.- Referencias	17
Capítulo 2.- Interferencia Multimodal	18
2.1.- Fundamentos	18
2.2.- Interferencia Multimodal en una Guía de Onda	22
2.2.1.- Interferencia simétrica restringida	30
2.2.2.- Interferencia par restringida	31
2.3.- Interferencia Multimodal en una Fibra Óptica	31
2.4.- Referencias	38
Capítulo 3.- Dispositivos Optofluídicos Basados en Fibra Óptica	39
3.1.- Introducción	39
3.2.- Sensor Optofluídico MMI a Cuarta Imagen	40
3.2.1.- Caracterización del Sensor MMI	41
3.2.2.- Desarrollo experimental y Resultados	43

3.3.- Sensor Optofluídico MMI a Primera Imagen	47
3.3.1.- Encapsulado del Sensor MMI	48
3.3.2.- Desarrollo Experimental y Resultados	50
Capítulo 4.- Dispositivo Optofluídico Integrado	53
4.1.- Introducción	53
4.2.- Guía de Onda MMI a Primera Imagen	54
4.2.1.- Fabricación de Guías MMI	57
4.2.2.- Caracterización de una Guía MMI a Primera Imagen	58
4.3.- Dispositivo Optofluídico MMI	60
Capítulo 5.- Conclusiones	65
Apéndice 1	67
A1.1.- Ejemplo de un Sistema Microfluídico	67
A1.2.- Ejemplo de un Dispositivo Optofluídico.	68
Apéndice 2	69
A.2.1.- Molde Maestro	69
A.2.2.- Preparación de PDMS	71
A.2.3.- Sellado de Microcanales	72
A.2.4.- Referencias	74
Apéndice 3	75
A.3.1.- Fibras Ópticas	75
A.3.2.- Modos de Propagación	77
A.3.3.- Tipos Fibras Ópticas Básicas	79
A.3.4.- Referencias	81

Prefacio

Existe una gran cantidad de parámetros físicos que son posibles de medir o determinar empleando dispositivos fotónicos como las guías de onda. En este sentido y dado el desarrollo tecnológico de los últimos 15 años, se ha buscado la forma de obtener nuevos dispositivos combinando diferentes áreas de la ciencia tales como la electrónica, la óptica, la microfluídica, etc. De esta manera es que existen una gran variedad de sistemas que se han implementado combinando componentes de las disciplinas antes mencionadas, de modo tal que han surgido nuevas ramas del conocimiento, como la optofluídica. Las ventajas inherentes al desarrollo de dispositivos optofluídicos, en los cuales es posible sintonizar o modificar las propiedades de dispositivos fotónicos empleando líquidos, nos permite usar estos mismos dispositivos como sensores de índice de refracción en líquidos. El desarrollo de la optofluídica es relativamente nueva y la gran mayoría de los sistemas que incorporan canales microfluídicos se han enfocado al desarrollo de microfluídos en donde el sensado se realiza por medios electrónicos. Aunque estos sistemas son ahora bastante comunes, presentan ciertas desventajas cuando se usan en ambientes peligrosos o corrosivos, donde la parte electrónica deja de funcionar. Una forma simple de solucionar estos problemas es a través de dispositivos optofluídicos. Actualmente se ha observado un interés muy grande en el diseño de dispositivos optofluídicos ya que resulta de gran importancia en otras áreas tales como las ciencias químicas y biológicas, y por lo tanto, en esta tesis se tiene como objetivo obtener la integración de dispositivos fotónicos y microfluídicos, de manera que se desarrollen dispositivos optofluídicos que puedan emplearse ya sea en el área de sensado o en telecomunicaciones. De manera particular el trabajo se enfoca en el desarrollo de dispositivos empleando guías de onda multimodales, con las cuales se observa el efecto de interferencia multimodal

(Multimode Interference, MMI). Los dispositivos de MMI se han usado en diferentes aplicaciones fotónicas, pero su uso hacia sensado no ha sido investigado a detalle. En este trabajo se investigan las potenciales aplicaciones de los dispositivos de MMI como dispositivos optofluídicos, y su potencial uso como sensores. Estos se desarrollan en tecnología integrada así como en fibras ópticas. Asimismo se desarrollaron los procesos necesarios para la obtención de microcanales de fluidos, y su integración con los dispositivos de MMI desarrollados. El resultado final es el desarrollo de plataformas para sensado de índice de refracción en líquidos cuyas aplicaciones pueden ser desde biosensado hasta industriales (mezclas de líquidos, por ejemplo).

CAPITULO 1

Introducción

En este capítulo se definen los conceptos de Lab on a Chip y μ -TAS que son fundamentales para establecer los objetivos de esta tesis. Además se dará una breve introducción a los dispositivos microfluídicos y su fabricación, finalmente se propone implementar dispositivos optofluídicos basados en guías de onda ópticas.

1.1.- Antecedentes y Tendencia a la Miniaturización

Muchas de las actividades que desarrollamos diariamente dependen de una gran cantidad de instrumentos que funcionan con pequeños dispositivos o chips electrónicos y que interactúan con la luz, pueden llegar a lugares a los que nosotros no tenemos acceso, captan imágenes y movimientos con una resolución inimaginable para el ojo humano, y detectan señales que nosotros no percibimos como las ondas electromagnéticas o los ultrasonidos. En años recientes se han tenido grandes avances en la fabricación de estructuras y dispositivos con dimensiones micrométricas, tales como micro-actuadores, micro-sensores, fuentes láser, fotodetectores, switches ópticos y guías de onda ópticas. Muchos de los dispositivos que interactúan con la luz, como las guías de onda ópticas, son fabricados con las mismas técnicas, equipo y en algunos casos con materiales desarrollados en la industria de los semiconductores [1] y por esta razón es que se ha introducido el nombre de "*Óptica Integrada*". Básicamente, una guía de onda óptica es un dispositivo que transporta la luz a través de un material cuyo índice de refracción es mayor que el medio que lo rodea, en el caso de guías de onda

convencionales. Sus aplicaciones se han extendido a diferentes áreas tales como las Ciencias Químicas y Biológicas. De tal manera que ahora es posible fabricar e implementar dispositivos capaces de controlar y modificar sus propiedades casi en tiempo real por medio de fluidos [2]. De esta manera han surgido sistemas conocidos como "*Lab on a Chip*" (Laboratorio en un chip) y "*μ-TAS*" (Microsistemas Totales de Análisis). El término "*Lab on a Chip*" se refiere al desarrollo de sistemas con componentes y dispositivos integrados en la escala de micrómetros y nanómetros, (micro/nanobiosensores, microactuadores, microfluidos, microcanales, etc.) [3]. El término "*μ-TAS*" también se refiere a los componentes antes mencionados, excepto los que se encuentran en la escala nanométrica. El primer antecedente de estos sistemas se dio en 1975, cuando S.C. Terry presentó el primer dispositivo miniaturizado fabricado en silicio enfocado hacia las ciencias químicas y biológicas, conocido como analizador cromatográfico [4]. Tiempo después, en la década de los 90, Manz definió por primera vez el concepto *μ-TAS* [5]. Se puede encontrar en la literatura la evolución histórica y el progreso de estos sistemas, pasando por las tecnologías y materiales usados así como los componentes necesarios para implementar una gran cantidad de aplicaciones. Los conceptos de *Lab on a Chip* o *μ-TAS* no se enfocan solo a la fabricación de sistemas más pequeños, sino que también se enfoca en el diseño de dispositivos combinados (fig. 1.1) que permiten explorar fenómenos y efectos que únicamente pueden observarse en la escala de micrómetros.

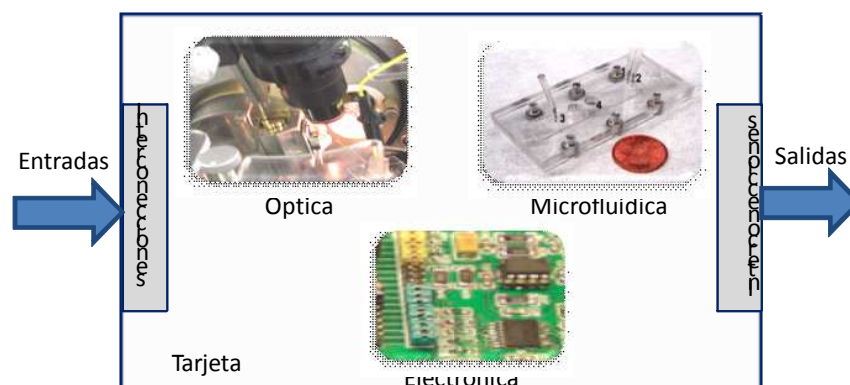


Figura 1.1.- Diagrama conceptual de un dispositivo "Lab on a Chip" o "μ-TAS", en el que participan diferentes dispositivos ópticos, electrónicos y microfluidicos, empleados para detección o control.

Para tener una mejor idea de estos sistemas y únicamente como apoyo de literatura (sección A1.1 del apéndice 1), es pertinente citar el trabajo reportado por X. Gong y W. Wen [6], en donde se tiene una tarjeta de control y detección de fluido con un chip de canales de tamaño micrométrico fabricados con un polímero llamado Polidimetilsiloxano (PDMS). Debido a las dimensiones de los microcanales, al líquido que fluye por dentro se le conoce como microfluido, y a los sistemas que contienen dispositivos con las características y dimensiones mencionadas se les llama "*sistemas microfluídicos*". El término microfluídico se refiere a los sistemas o dispositivos que procesan o manipulan pequeñas cantidades de fluidos (10^{-9} a 10^{-18} litros), usando canales que van desde $10\ \mu\text{m}$ hasta algunos cientos de micrómetros [7]. Existen muchas publicaciones con aplicaciones similares a las mencionadas en el apéndice 1, mientras que otros artículos muestran específicamente los dispositivos microfluídicos, los materiales usados, la forma de integración y las etapas de fabricación o tipos de aplicación.

1.2.- Microfabricación

De acuerdo a los sistemas mencionados en la sección anterior y según las necesidades en diferentes áreas (es decir, dependiendo de la aplicación), la forma de los microcanales y los métodos para obtenerlos ha evolucionado. Es por eso que se han desarrollado diferentes tipos de microcanales con diferente geometría y los más básicos son los mezcladores "T" y los mezcladores "Y" (fig. 1.2). Cuando se necesita realizar una mezcla de fluidos o cualquier otra aplicación, se han propuesto diferentes formas de microcanales, los cuales se pueden separar en dos grupos [8].

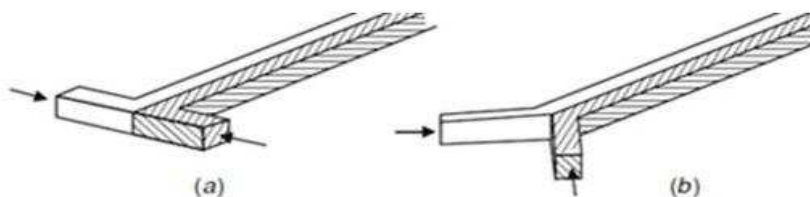


Figura 1.2.- Microcanales mezcladores básicos.

- *Mezcladores Pasivos:* En estos microcanales solo se impulsan los líquidos a través de los microcanales mediante la simple caída del fluido o aplicando presión mediante diferentes mecanismos, como las bombas de presión. También se usan microcanales con formas geométricas más complicadas para que el fluido dentro del canal sea turbulento. En la figura 1.3 se muestran algunos diseños: a) Estructura Tesla, b) forma "C", c) forma "L" y d) forma "L" conectada fuera del plano.
- *Mezcladores Activos:* Estos microcanales se diseñaron para obtener un flujo turbulento mediante mecanismos externos (micromotores, voltaje, ultrasonido, etc.) como se muestra en la figura 1.4.

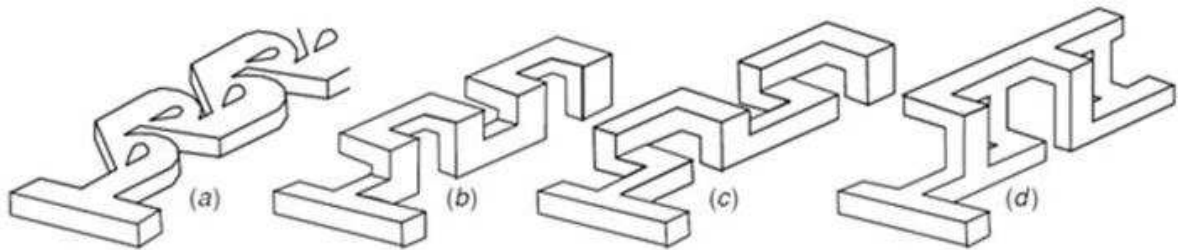


Figura 1.3.- Diseño de microcanales mezcladores pasivos para obtener flujo turbulento.

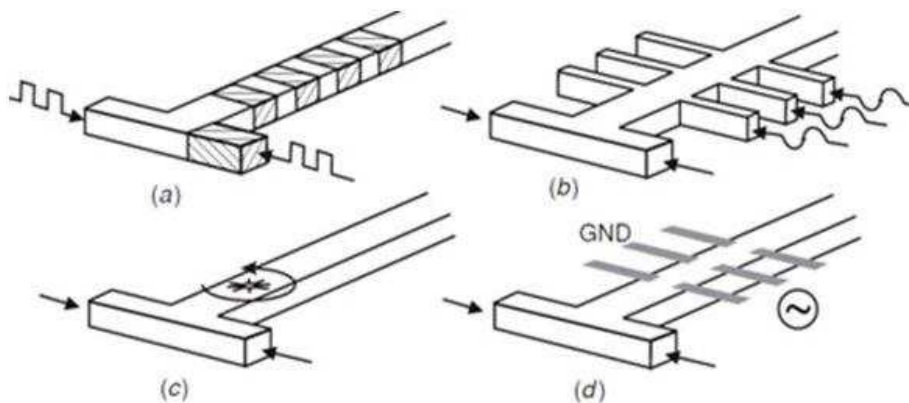


Figura 1.4.- Micromezcladores activos: a) canal segmentado, b) turbulencia por presión a lo largo del canal, c) microagitador integrado, d) turbulencia generada eléctricamente.

En la mayoría de las publicaciones se muestra que el silicio es el material más empleado en la fabricación de microcanales, ya que se utiliza como semiconductor y como sustrato o base para el micromecanizado. Esto se debe a que dicho material

tienen buena rigidez (a temperaturas por debajo de 650 °C), y esto es lo que garantiza que se mantengan las propiedades de los componentes fabricados a lo largo del tiempo [1, 9]. Existen muchos métodos y técnicas para fabricar microcanales, por lo que se va a describir un método general para su fabricación conocido como "Litografía Suave" (*Soft Lithography*). Este método consiste en transferir un patrón o un dibujo con un relieve grabado en un material blando hacia otra superficie. El primer paso es fabricar un molde maestro como base para tener varias replicas a partir de un mismo dispositivo. El molde maestro se obtiene depositando una cierta cantidad de fotoresist sobre una oblea de silicio (fig. 1.5.a). Se coloca una máscara con un patrón o figura ya definido sobre la muestra y se ilumina con luz ultravioleta (fig. 1.5.b). En este caso se usa un fotoresist negativo basado en la resina epóxica (enlaces de oxígeno entre dos átomos) llamada EPON SU-8 y fue desarrollado por la compañía IBM. El fotoresist SU-8 consiste de tres componentes: Resina epóxica *EPON SU-8*, Solvente *Gamma-Butyrolactano* (GBL) y Sales de *Sulfonio-Triarylium* (Fotoiniciador) [2]. El SU-8 es un fotoresist comercial distribuido por la compañía MicroChem y está disponible en diferentes viscosidades, es decir que se pueden obtener diferentes grosores en el proceso de fabricación de microdispositivos. El patrón expuesto queda grabado en el fotoresist y mediante un proceso de revelado, se retira el fotoresist que no fue expuesto a la luz ultravioleta, quedando así el molde maestro que servirá de prototipo (fig. 1.5.c). Mas detalles en el Apéndice 2. El siguiente paso es preparar el Polidimetilsiloxano (PDMS), el cual se forma con la mezcla de dos compuestos, una base y un curador a razón de 10 a 1, es decir, si agregamos 100 gr. de compuesto base, la cantidad de compuesto de curado debe ser de 10 gr.

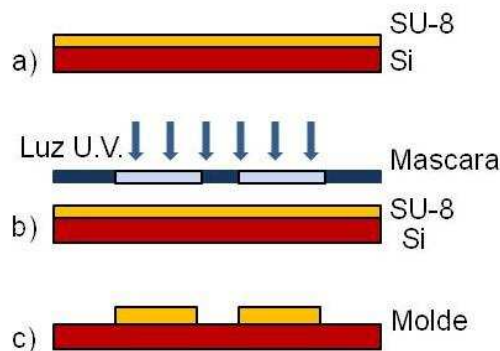


Figura 1.5.- Fabricación de un Molde Maestro

El PDMS se vierte sobre el molde maestro y se calienta para solidificarse, obteniéndose una membrana suave con los canales grabados en ella (fig. 1.6.a). La membrana de PDMS se separa del molde, se perforan los orificios que servirán como acceso para los fluidos y se expone a un plasma de oxígeno (fig. 1.6.b). Al terminar este último proceso, la membrana de PDMS se alinea y se coloca en la superficie con la que se va a sellar. Esta superficie puede ser de PDMS, Dióxido de Silicio (SiO_2) o Vidrio y finalmente se ejerce presión de manera uniforme por un tiempo determinado para obtener los microcanales, tal como se muestra en la figura 1.6.c.

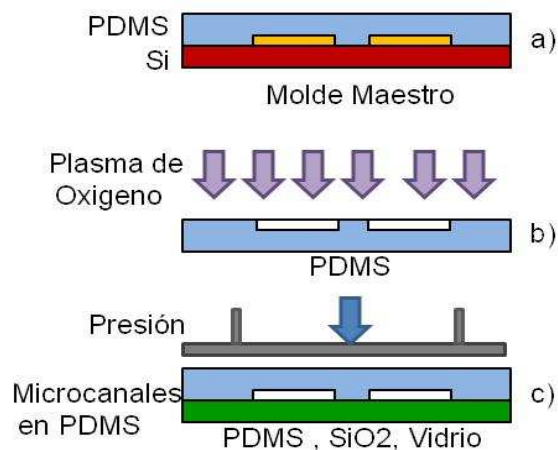


Figura 1.6.- Microcanales con PDMS.

Cabe mencionar que el vidrio es otro material muy usado en la fabricación de dispositivos microfluídicos y en la óptica integrada por su bajo costo y buena transparencia a longitudes de onda ópticas. Es un material muy rígido mecánicamente y está disponible en grandes cantidades. Otros materiales usados son los óxidos de diferentes materiales, en particular el óxido de silicio debido a que bajo ciertas condiciones pueden modificar o cambiar algunos componentes de la red por otros, con el mismo número de valencia y propiedades químicas [1,9]. Entonces, dependiendo de las aplicaciones y necesidades, los microcanales se pueden obtener empleando silicio, polímeros, plásticos y otros materiales que debido su bajo costo ofrecen la facilidad de mecanizado y rapidez para elaborar prototipos.

1.3.- Dispositivos Optofluídicos

El término "Optofluídico" (Optofluidics) se refiere a la clase de sistemas ópticos que interactúan con fluidos [10] y según la literatura, este término apareció por primera vez en una investigación financiada por DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency, USA) en el 2003, en donde uno de los propósitos era "desarrollar circuitos ópticos adaptativos mediante la integración de dispositivos ópticos y de fluidos" [6]. Según lo reportado, esto dio origen a un aspecto interesante de la óptica, en donde se estaba tratando de incorporar la tecnología de microfluidos para obtener nuevos dispositivos ópticos. Las características de los fluidos se identificaron gradualmente y fueron la clave para el desarrollo de los dispositivos optofluídicos, pero principalmente fue el hecho de que se podían cambiar las propiedades de un dispositivo mediante el simple intercambio de un fluido con otro.

Actualmente es posible tener líquidos con un índice de refracción determinado o se pueden mezclar líquidos para obtener diferentes índices de refracción e intercambiarlos para controlar de forma dinámica las características de un dispositivo. Muchas aplicaciones de dispositivos optofluídicos se mencionan en [10, 11] y se enfatiza en cómo es que muchos efectos pueden usarse para controlar las propiedades ópticas de los fluidos, además de cómo es que se han obtenido dispositivos con canales muy complejos y otros métodos para el encapsulado. Los avances logrados en miniaturización e integración de dispositivos ópticos en un solo chip, han dado lugar a dispositivos fotónicos integrados con diferentes características, y como ilustración, en la sección A.1.2 del Apéndice 1 se menciona un ejemplo de sintonización optofluídica, un láser de colorantes con retroalimentación distribuida fabricado en un chip de PDMS y reportado en [10, 11]. En las referencias citadas se puede ver que las propiedades ópticas de un dispositivo también pueden modificarse aplicando una tensión mecánica, un campo eléctrico o magnético o algún otro medio. Entonces, la pregunta es ¿por qué usar optofluidos? Como se ha mencionado, la sintonización o detección de los sistemas optofluídicos se basa en el uso de líquidos con diferente índice de refracción para

modificar las propiedades ópticas de los dispositivos fotónicos implementados (por ejemplo, el cambio de índice de aire-agua es de 0.33). Como sabemos, la fabricación de dispositivos fotónicos integrados depende de la tecnología disponible y de nuestra habilidad de adaptar y modificar algún proceso. Debido a que las dimensiones físicas de estos dispositivos se reducen a escalas microscópicas, es necesario que los cambios en el índice de refracción sean muy grandes, lo cual es muy difícil de lograr con los métodos tradicionales. Tal como se afirma en [12], el cambio en el índice de refracción proporcionado por medio de fluidos ($\Delta n \approx 0.5 - 1$) es mucho más grande que el obtenido por métodos electro-ópticos ($\Delta n \approx 10^{-3}$), termo-ópticos ($\Delta n \approx 10^{-2}$), acusto-ópticos y piezo-ópticos ($\Delta n \approx 10^{-4}$). Por lo tanto, el uso de fluidos en la implementación de dispositivos fotónicos para aplicarse en sintonización o sensado se justifica debido a la facilidad de cambiar el índice de refracción de manera fácil y controlada, pero principalmente, porque el cambio de índice de refracción es mucho mayor al emplear fluidos que con algún otro método.

1.4.- Propagación en Guías de Onda Ópticas

Como se menciona en la sección anterior, los dispositivos optofluídicos permiten que líquidos con diferente índice de refracción puedan reemplazarse y recombinarse para cambiar las características de un dispositivo en particular, obteniéndose una respuesta óptica ya sea para sintonización o detección. Para obtener dispositivos optofluídicos es necesario combinar microfluidos con dispositivos fotónicos. Los dispositivos que se implementarán en este trabajo están basados en guías de onda multimodales, es decir, en estructuras que confinan y guían la luz en trayectorias diferentes (llamadas modos) a través del núcleo de la guía. Una guía de onda óptica es una estructura que transporta una onda electromagnética cuya longitud de onda puede estar en la región del espectro visible o infrarrojo. Entonces, la luz que se acopla en una determinada región de la guía puede viajar dentro de ella por medio de un alto índice de refracción n_1 (núcleo), que está rodeado por un material de bajo índice de refracción n_2

(revestimiento), de manera que la luz queda confinada y se propaga dentro de la guía debido a la reflexión total interna (fig. 1.7.a). La luz se propaga dentro de la guía de onda plana (o fibra óptica cuya simetría es cilíndrica) por medio de reflexiones totales internas sucesivas, pero la naturaleza ondulatoria de la luz hace que exista interferencia entre ciertos ángulos de propagación dentro de la guía o fibra óptica.

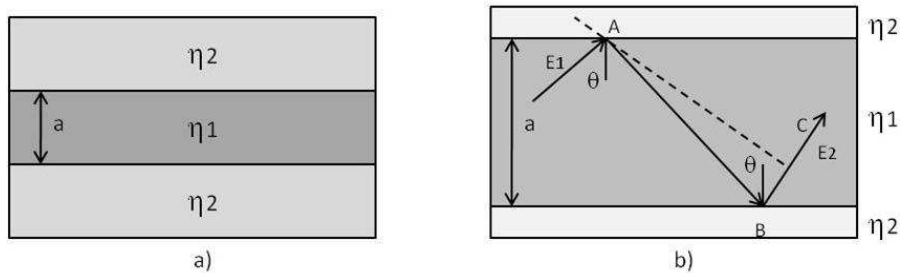


Figura 1.7.- a) Guía de onda plana, b) Reflexión dentro de la guía.

A continuación se va a tomar como punto de partida la guía de onda plana debido a su sencillez geométrica. En la figura 1.7.b una onda de luz que se propaga en la guía tiene reflexiones que siguen una trayectoria A, B, C. En esta figura se representa la trayectoria de una onda de luz que se propaga en el núcleo de la guía y que llega al punto A en un tiempo t , y cuyo campo eléctrico $E_1 = E_0 \sin(\omega t) = E_0 \sin(2\pi \nu t)$ es perpendicular a la dirección de propagación (línea punteada). Si otra onda se propaga en la misma dirección y llega al punto C, con su campo eléctrico E_2 en el mismo plano de la onda E_1 (la línea punteada), entonces habrá interferencia constructiva entre estos dos campos, E_1 y E_2 . Para que se tenga reflexión total interna, estas ondas cumplen con la condición de ángulo crítico $\theta_c = \sin^{-1}(\eta_2/\eta_1)$, que se obtiene a partir de la ley de Snell. Como la onda E_2 que llegó al punto C, tuvo dos reflexiones totales de más (en A y B) que la onda que llegó al punto A, y además recorrió una mayor distancia, entonces se puede escribir $E_2 = E_0 \sin(\pi \nu t + \phi)$, en donde $\phi = 2\phi_1 + \phi_2$ es el desfase total entre las dos ondas. Aquí, ϕ_1 es el desfase por la reflexión total y ϕ_2 es el desfase debido a la diferencia de camino recorrido. Si calculamos ϕ_2 de manera geométrica, vemos que $ABC = 2a \cos \theta$. Si tomamos en cuenta que la onda se propaga a una velocidad $v = c/\eta_1$, entonces el tiempo para recorrer la trayectoria ABC es

$$\Delta t = \frac{ABC}{v} = \frac{\eta_1 (2a \cos \theta)}{c} \quad (1.1)$$

por lo que el desfaseamiento ϕ_2 es igual a $2\pi v \Delta t = 2\pi (c/\lambda) \Delta t$ y usando la ecuación 1.1, tenemos

$$\phi_2 = \frac{4\pi}{\lambda} \eta_1 a \cos \theta, \quad (1.2)$$

con lo que se tiene un desfaseamiento total dado por

$$\phi = 2\phi_1 + \frac{4\pi}{\lambda} \eta_1 a \cos \theta. \quad (1.3)$$

Para que la interferencia sea constructiva, entonces el desfaseamiento debe ser un múltiplo entero de 2π , es decir

$$\phi = 2\phi_1 + 4\pi \eta_1 \frac{a}{\lambda} \cos \theta = 2\pi m \quad \text{con } m = 0, 1, 2, \dots \quad (1.4)$$

La ecuación 1.4 muestra que la propagación de la luz dentro de la guía solo se da para ciertos valores del ángulo θ , estas direcciones de propagación permitidas se conocen como *modos de propagación*. Es decir que a cada valor de m le corresponde un valor de θ , y por lo tanto, un modo. Al coeficiente m se le llama orden del modo. La ecuación 1.4 también muestra que si hacemos más grande el espesor a de la guía con respecto a la longitud de onda $(a/\lambda) \gg 1$, habrá más valores posibles que satisfagan la ecuación y por lo tanto, más modos. Entonces, lo que tenemos es una *guía multimodal* (fig. 1.8.a). El caso contrario es cuando a una longitud de onda dada, es posible disminuir el espesor de la guía hasta el punto en que solo se pueda propagar un modo, y de esta forma lo que se tiene es una *guía monomodal* (fig. 1.8.b). Estas condiciones de propagación se determinan con la ecuación A3.7 del apéndice 3. El mecanismo de propagación para el caso de una guía de onda plana también es válido para el caso de una fibra óptica debido a que también es una guía de onda (cilíndrica).

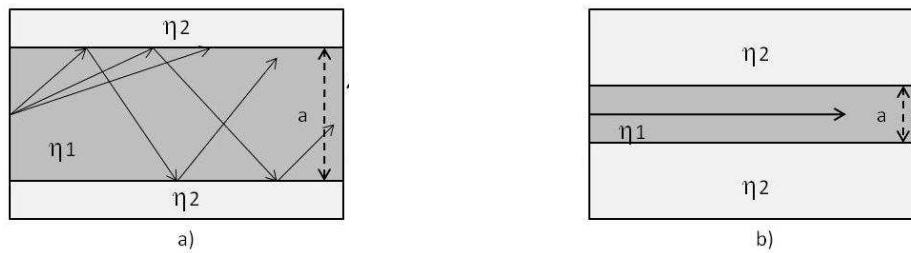


Figura 1.8.- a) Guía de onda multimodal, b) Guía de onda monomodo.

1.5.- Objetivos

El funcionamiento de los dispositivos fotónicos optofluídicos propuestos en este trabajo experimental, se basan en un fenómeno que ocurre dentro de las guías de onda multimodales, en donde la luz que se acopla en la guía multimodal es capaz de reproducirse en imágenes simples o múltiples en intervalos periódicos, a lo largo de la dirección de propagación de la guía. Es decir, la interferencia constructiva entre los modos que se propagan dentro de la guía multimodal da lugar al fenómeno de interferencia, y esto consecuentemente da lugar a la formación de autoimágenes. Entonces, básicamente un dispositivo MMI (Multimode Interference, MMI) consiste de una guía multimodo con un determinado número de guías monomodo de entrada y de salida. Nuestro planteamiento inicial se basa en fabricar un dispositivo MMI de fibra óptica de manera que su respuesta pueda ser modificada mediante el intercambio de fluidos y posteriormente, fabricar su versión integrada, es decir, un dispositivo integrado optofluídico MMI.

1.5.1.- Dispositivo Optofluídico Basado en Fibra Óptica

En años recientes, se ha desarrollado un dispositivo en fibra óptica que se basa en los efectos MMI y el único requisito es tener una fibra multimodal (Multimode Fiber, MMF) empalmada entre dos fibras monomodales (Single Mode Fiber, SMF). Debido a que es imposible físicamente incrementar la longitud o el diámetro de la fibra MMF, se han tenido que idear algunas formas para modificar sus dimensiones. Tal como se ha

publicado en [13], se ha logrado modificar la longitud de una fibra MMI para sintonizar su respuesta haciendo uso de fluidos. En este trabajo iniciamos proponiendo modificar las características del índice de refracción en el diámetro de una fibra multimodo y para esto, se necesita una fibra óptica especial con una estructura uniforme, es decir, cuyos índices de refracción del núcleo y del revestimiento sean iguales ($n_1=n_2$) y se conoce como fibra No-Core (sin núcleo). La fibra No-Core se compone únicamente de un núcleo expuesto y el medio que la rodea (aire) funciona como revestimiento. Esta fibra tiene un diámetro de 125 μm con el aire como recubrimiento, y si se empalma con dos segmentos de fibra monomodo con el mismo diámetro, entonces obtenemos un dispositivo MMI (fig. 1.8). La parte clave de que el recubrimiento sea el aire es que nos da la oportunidad de modificar las propiedades de la fibra y esto puede lograrse si la región del revestimiento es rodeada por algún líquido con índice de refracción diferente.

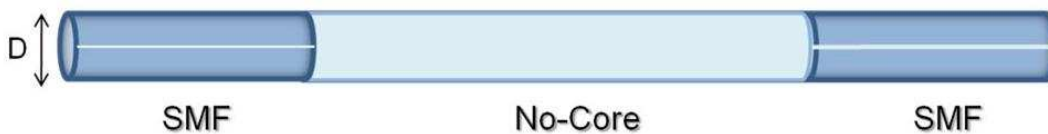


Figura 1.8.- Fibra MMI (No-Core).

1.5.2.- Dispositivo Optofluídico Integrado

Es posible fabricar dispositivos MMI integrados debido a que el único requisito para hacer dispositivos MMI es tener una guía de onda multimodal. Cuando se diseña una guía de onda se tienen varios parámetros que pueden influir en su respuesta tal como la longitud, la altura y los índices de refracción. Si de alguna manera podemos modificar estos parámetros entonces es posible desarrollar dispositivos MMI que puedan aplicarse a diferentes áreas, ya sea para las comunicaciones o para el sensado. La idea es implementar un dispositivo como el que se muestra en la figura 1.9, en donde se tiene una guía de onda multimodal con dos guías monomodales de entrada y salida respectivamente.

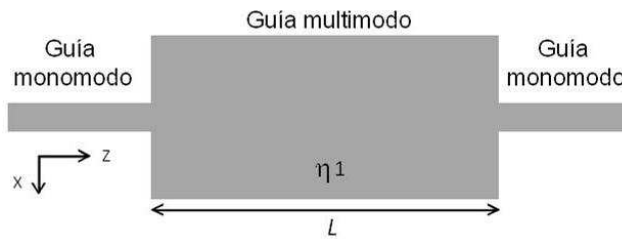


Figura 1.9.- Vista superior de una guía MMI.

Cuando la luz de entrada se acopla a la guía multimodal, la interferencia entre modos que se propagan da lugar a la formación de imágenes en la guía de salida. Como el objetivo principal es fabricar la versión integrada del dispositivo MMI que está basado en fibra óptica, la guía de onda "alzada o en relieve" (ridge waveguide) es la más conveniente, tal como se muestra en la figura 1.10.a. Los materiales para la estructura de la guía sería la siguiente. La sección en negro corresponde a la oblea de Silicio ($\eta=3.4$), la sección en gris oscuro es Oxido de Silicio ($\eta=1.46$), y la sección gris claro es SU-8 ($\eta\approx 1.57$). Para esto se requiere que el grosor de la película de Oxido de Silicio sea lo suficientemente gruesa de manera que la luz que se propaga en el núcleo de SU-8 no "vea" al Silicio. Esto se hace calculando primero el ancho y la altura de la película de SU-8, de manera que se guíe solo el modo fundamental ($Ex_{0,0}$). Después se va a hacer la estructura MMI con un ancho de 30 micras, y se va a calcular la longitud L de la misma, de forma que la luz se acople en la guía de salida. En esta guía se utiliza aire como recubrimiento de tal manera que la diferencia entre los índices de refracción entre la interface aire-núcleo es mucho mayor, y la onda evanescente se reduce significativamente [14].

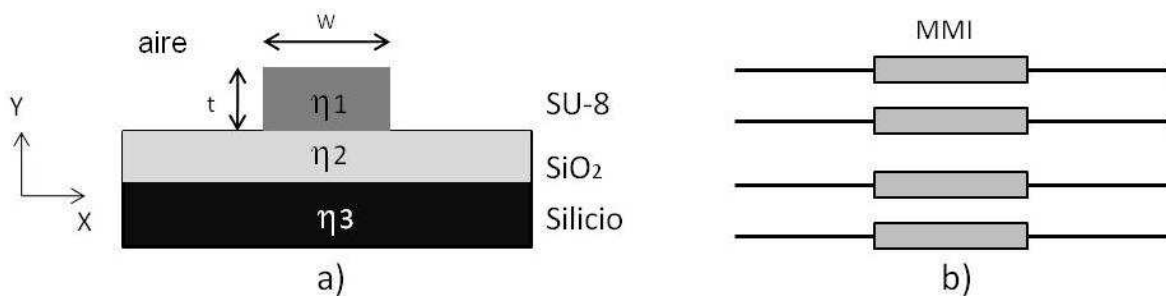


Figura 1.10.- a) Guía en relieve, b) arreglo de guías MMI.

Cualquier rugosidad en la interfaz aire – núcleo modifica la propagación de la luz y la respuesta del dispositivo, por lo que los defectos en las tres paredes de la guía deben de reducirse al mínimo. La ventaja es que el núcleo de la guía está expuesto y esto permite modificar el recubrimiento de aire por medio de líquidos con índices de refracción diferente, además de que en su fabricación el material del núcleo se deposita directamente en una oblea cuyo índice de refracción es mucho menor. También, podemos modificar la cantidad de dispositivos en un mismo chip, incrementando el número de guías MMI (fig. 1.10.b), e integrarlos con otros dispositivos para aumentar su funcionalidad. La mayor ventaja de fabricar los dispositivos MMI integrados es que podemos diseñar casi cualquier estructura y tratar de mejorar la respuesta de los MMI. Como los dispositivos fotónicos integrados y de fibra óptica propuestos en las secciones 1.5.1 y 1.5.2 se basan en la interferencia multimodal, en el capítulo 2 se hará una breve revisión de esta teoría. Estos dispositivos necesariamente deben de tener un encapsulado (con PDMS) para poder intercambiar fluidos con diferente índice de refracción y así poder modificar su respuesta. La implementación y caracterización de dichos dispositivos se mostrara en los capítulos 3 y 4.

1.6.- Referencias

1. Marc J. Madou, "Fundamentals of Microfabrication, the Science of Miniaturization", Second Edition, CRC Press, 2002.
2. Nam-Trung Nguyen, Steven T. Wereley, "Fundamentals and Applications of MicroFluidics", Second Edition, Artech House Inc., 2006.
3. J. Bueren, J.L. Montellon, "Curso de Biotecnología Aplicada", 7a Edición, Madrid, 13 – 16 de Febrero de 2007.
4. Stanislas Krawczyk, "Discussion on optical integration in Lab on a Chip Microsystems for Medical Diagnostics", *phys. stat. sol. (c)* 0, No. 3, 998– 1012 (2003) / DOI 10.1002/pssc.200306330.
5. Manz, A., Graber, N., and Widmer, H. M., "Miniaturized Total Chemical Analysis Systems: A Novel Concept for Chemical Sensing", *Sensors and Actuators B*, Vol. 1, 1990, pp. 244–248.
6. X. Gong and W. Wen, "Polydimethylsiloxane-based conducting composites and their applications in microfluidic chip fabrication", *American Institute of Physics (AIP), BIOMICROFLUIDICS* 3, 012007, 2009.
7. George M. Whitesides. "The origins and the future of microfluidics". *Nature* Vol. 44, July 2006.
8. Nam-Trung Nguyen and Zhigang Wu, "Micromixers: a review, *Journal of Micromechanics and Microengineering*", Vol. 15, No. 2, IOP Publishing Ltd. 2005.
9. S. Iraj Najafi, "Introduction to Glass Integrated Optics", Artech House, 1992.
10. Psaltis, D., Quake, S. R. & Yang, C. "Developing optofluidic technology through the fusion of microfluidics and optics". *Nature* 442, 381–386 (2006).
11. U. Levy, R. Shamai, "Review: Tunable Optofluidic Devices, *Microfluid Nanofluid* (2007)", Springer Verlag, 4:97–105, DOI 10.1007/s10404-007-0216-x.
12. Monat, C., P. Domachuk, and B. J. Eggleton, "Integrated optofluidics: A new river of light", *Nature Photonics*, 2007, 1(2): pp. 106–114.
13. A. Castillo-Guzman, J. E. Antonio-Lopez, R. Selvas-Aguilar, D. A. May-Arriola, J. Estudillo-Ayala, and P. LiKamWa, "Widely tunable erbium-doped fiber laser based on multimode interference effect", *Opt. Express* 18, 591-597 (2010).
14. K. Iizuka, "Elements of Photonics, Vol. 2", pag. 670-671, John Wiley & Sons, Inc., New York. 2002.

CAPITULO 2

Interferencia Multimodal

En este capítulo se hace una revisión general de la teoría MMI, iniciando con una descripción basada en óptica integrada y posteriormente, una descripción para fibra óptica. En cada caso se obtiene una relación que permite calcular la posición de las imágenes formadas.

2.1.- Fundamentos

En años recientes se ha incrementado el uso de dispositivos fotónicos para satisfacer diferentes necesidades, principalmente en las áreas de las comunicaciones ópticas, física médica, ciencias químicas y biología, por lo que existe una gran demanda para desarrollar sensores capaces de detectar concentraciones muy bajas de sustancias bioquímicas en diagnósticos clínicos o para el control de toxinas ambientales, entre otras aplicaciones. Idealmente, estos deben tener alta sensibilidad, respuesta rápida, tamaño reducido, robustos y de bajo costo. Esto ha despertado un interés creciente en aplicaciones con dispositivos basados en MMI principalmente en fibras ópticas y dispositivos integrados, ya que son capaces de guiar y detectar cambios producidos en las características de la luz, ya sea a través de la longitud de onda (cambios en el índice de refracción) o intensidad (absorción o dispersión).

En ambos casos una parte del campo electromagnético guiado puede penetrar en el medio externo (campo evanescente) y es lo que modifica la operación del dispositivo. Para visualizar la forma en que una guía de onda multimodal puede usarse como sensor, se emplea la representación de la propagación de la luz en términos de rayos, en donde

se encuentra que el rayo sufre un desplazamiento lateral de $2z_d$ en la dirección de propagación. Este fenómeno se conoce como "*desplazamiento de Goos-Hänchen*" y se debe a que en la reflexión total interna hay un cambio de fase en la frontera de la guía. Tal y como se representa en la figura 2.1.a, este desplazamiento lateral z_d indica que la luz penetra a una profundidad dada por [1]

$$x_0 = \frac{z_d}{\tan \theta} \quad , \quad (2.1.a)$$

en el recubrimiento de la guía antes de ser reflejada. En términos de la longitud de onda λ , de los índices de refracción del núcleo $\eta_{\text{núcleo}}$ y del recubrimiento η_{rec} (por ejemplo, aire o agua), la profundidad de penetración es

$$x_0 = \frac{\lambda}{2\pi\sqrt{\cos^2\theta_c - (\eta_{\text{núcleo}} / \eta_{\text{rec}})^2}} \quad . \quad (2.1.b)$$

Tal como se afirma en [2], si se compara la ec. 2.1.a con las soluciones a la ecuación de onda (teoría ondulatoria), se llega a que estas predicen campos evanescentes cuyas constantes de penetración están relacionadas con la profundidad de penetración del rayo x_0 .

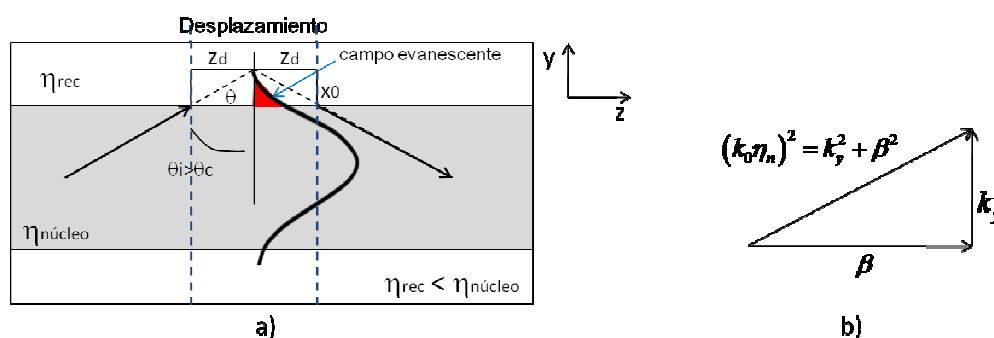


Figura 2.1.- a) Desplazamiento Goos-Hänchen en una guía multimodal, b) Relación geométrica entre las constantes de propagación.

Para encontrar los modos que se propagan en una guía de onda plana (de índice abrupto) se necesita resolver la ecuación de onda en cada región de la guía y usar

condiciones de frontera para conectar estas soluciones, pero esto no se desarrollara en este trabajo, de manera que solo nos limitaremos a describir un parámetro importante, que es la constante de propagación β . Como es sabido, esto se puede realizar con dos posibles estados de polarización del campo eléctrico, transversal eléctrico (TE) y transversal magnético (TM). Si consideramos una onda plana uniforme y únicamente el caso TE tenemos

$$E_x(y, z) = E_x(y) \exp[-j\beta z] \quad , \quad (2.2)$$

en donde β es el coeficiente de propagación en la dirección z . Con las ecuaciones de Maxwell se puede obtener una ecuación que involucra solamente la componente E_x del campo eléctrico, es decir

$$\frac{\partial^2 E_x}{\partial y^2} + (k_0^2 \eta_n^2 - \beta^2) E_x = 0 \quad , \quad (2.3)$$

siendo η_n el índice de refracción del núcleo de la guía. La solución general a esta ecuación de onda es de la forma $E_x(y) = A \exp[jy] + B \exp[-jy]$ y es diferente en cada medio (A y B son constantes), de manera que determina si los modos son guiados o de radiación. De la ec. 2.3 vemos que depende de la magnitud relativa de β , con respecto a la magnitud del vector de onda en el vacío $k_0 = 2\pi/\lambda_0$. Así que dependiendo el valor de β , la solución puede ser oscilatoria (en el núcleo) o exponencial decreciente (en el recubrimiento). Aquí no se considera la solución con exponencial creciente porque no tiene sentido físicamente. Considerando el caso en el núcleo de la guía en donde $\beta < k_0 \eta_n$, se tiene una solución real de forma oscilatoria

$$E_x(y) = E_0 e^{k^2 y} \quad , \quad \text{para} \quad \beta < k_0 \eta_n \quad (2.4)$$

donde E_0 es la amplitud del campo en $y=0$, con un coeficiente transversal del vector de onda definido por

$$k^2 = k_0^2 \eta_n^2 - \beta^2 \quad . \quad (2.5)$$

Usando la ec. 2.5 vemos que β y k se pueden relacionar geoméricamente como se muestra en la figura 2.1.b. En particular, el vector de onda longitudinal β se usa para identificar los modos individuales. Para el caso del recubrimiento de la guía, cuando $\beta > k_0 \eta_n$, se tiene una solución imaginaria de forma exponencial decreciente

$$E_x(y) = E_0 e^{\gamma y} \quad , \quad \text{para } \beta > k_0 \eta_n \quad (2.6)$$

con un coeficiente de atenuación definido por

$$\gamma^2 = \beta^2 - k_0^2 \eta_n^2 \quad . \quad (2.7)$$

El campo evanescente es mayor cerca del recubrimiento y decae exponencialmente a medida que se aleja de la interfaz núcleo-recubrimiento, con una distancia de penetración que puede oscilar entre unos pocos nanómetros hasta algunos cientos de nanómetros, según el diseño, la configuración de la guía y la longitud de onda empleada. Debido al campo evanescente, las guías multimodales pueden usarse como sensores, siendo posible monitorear en la superficie de estas, cambios ópticos en el medio (índice de refracción o absorción). Los dispositivos basados en MMI cumplen fácilmente con las características mencionadas. La razón por la cual la interferencia multimodal en guías multimodales resulta atractiva se debe a la capacidad de generar autoimágenes. "La autoimagen es una propiedad de las guías de onda multimodales en donde el perfil de un campo de entrada es reproducido en imágenes simples o múltiples en intervalos periódicos a lo largo de la dirección de propagación de la guía". Esto se conoce como principio de autoimagen (*self-imaging principle*) [3].

Las dimensiones físicas de una guía de onda determinan el número de modos que se propagan dentro de la misma guía, y en aplicaciones MMI generalmente se diseñan para soportar un número grande de modos (≥ 3). Para acoplar la luz dentro de una guía multimodal y recuperar la luz en la salida, se colocan guías monomodales en la entrada y salida, respectivamente. Estos dispositivos se conocen como acopladores MMI de $N \times M$, donde N y M son el número de guías de entrada y salida, respectivamente. Para describir la interferencia multimodal usaremos un acoplador de 1×1 , una guía

monomodo de entrada y una de salida. La interferencia constructiva entre los modos de la guía ocasiona el fenómeno de autoimagen, que es el principio de operación de los dispositivos basados en MMI. Entonces, los modos excitados dentro de la sección MMI se propagan con diferentes velocidades de fase, estos interfieren con otros modos para formar uno o más patrones de interferencia conocidos como *imágenes múltiples*, los cuales dependen de la posición a lo largo de la guía MMI.

El concepto de autoimagen existe de manera general en guías multimodales de tres dimensiones, pero existen técnicas para representar las estructuras de tres dimensiones en dos dimensiones, una de ellas es el método de índice efectivo (fig. 2.2) y según la literatura, este método se ha usado desde los primeros trabajos sobre guías de ondas por su simplicidad intuitiva y los buenos resultados que se obtienen [2, 6]. El análisis de dispositivos MMI se ha hecho usando diferentes métodos como son el método de rayos [4], método de propagación de haces (BPM) [5] y el método de propagación de modos (MPA) [3]. En este capítulo se usa el método MPA descrito por Soldano [3] debido a que proporciona una manera fácil de visualizar los modos propagados en la guía multimodal.

2.2.- Interferencia Multimodal en una Guía de Onda

El mecanismo de operación de los dispositivos desarrollados en esta tesis, está basado en el fenómeno de auto-imagen que ocurre dentro de las guías de onda multimodales. En esta sección se hace una revisión general de la teoría MMI basada en óptica integrada, con la finalidad de obtener una relación que permita calcular la posición de las imágenes formadas en la salida de la guía. La forma más sencilla de visualizar los modos propagados en una guía de onda multimodal es con el método desarrollado por Soldano [3], en donde se tiene una representación de una guía de onda multimodal de índice abrupto en dos dimensiones (fig. 2.2). Dada una longitud de onda en el espacio libre λ_0 , la guía de onda plana puede soportar " m " modos laterales dependiendo de sus dimensiones, con un número de modos $\nu=0,1,2,\dots(m-1)$.

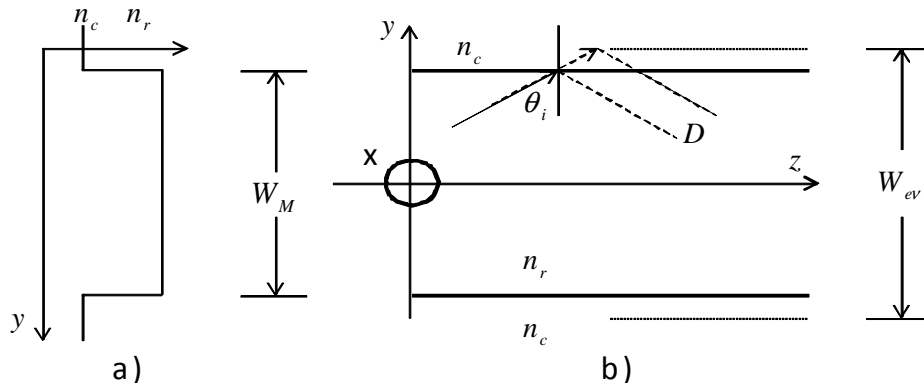


Figura 2.2.- Representación en 2 dimensiones de una guía multimodal de índice abrupto con índice efectivo (a) vista lateral (de perfil) y (b) vista superior de los bordes de la guía en coordenadas cartesianas, donde W_M es el ancho físico de la guía, n_c es el índice de refracción efectivo del revestimiento y n_r el índice de refracción efectivo del núcleo para el modo fundamental.

Estos modos laterales tienen un perfil senosoidal dentro del núcleo, como se muestra en la figura 2.3. Para el caso de los modos verticales solo se considera $\nu=0$, que es el modo fundamental. Los modos ν que se propagan dentro del núcleo (fig. 2.3) tienen una constante de propagación β_ν , y un número de onda lateral $k_{y\nu}$ que se relacionan mediante [2]

$$k_{y\nu}^2 + \beta_\nu^2 = k_0^2 \eta_r^2 \quad , \quad \text{con} \quad k_0 = 2\pi/\lambda_0 \quad (2.8.a)$$

$$y \quad k_{y\nu} = \frac{(\nu+1)\pi}{W_{ev}} \quad (2.8.b)$$

en donde k_0 es el número de onda en el espacio libre, η_r es el índice de refracción (efectivo) del núcleo para el modo fundamental y W_{ev} es el ancho efectivo de la guía de onda (fig.2.2.b), tomando en cuenta la profundidad de penetración lateral de cada modo en el recubrimiento de la guía, asociado con el desplazamiento Goos-Hänchen [3,6]. Aunque la profundidad de penetración depende de cada modo, en una guía de onda con una diferencia de índices de refracción muy grande, la profundidad de penetración es muy pequeña.

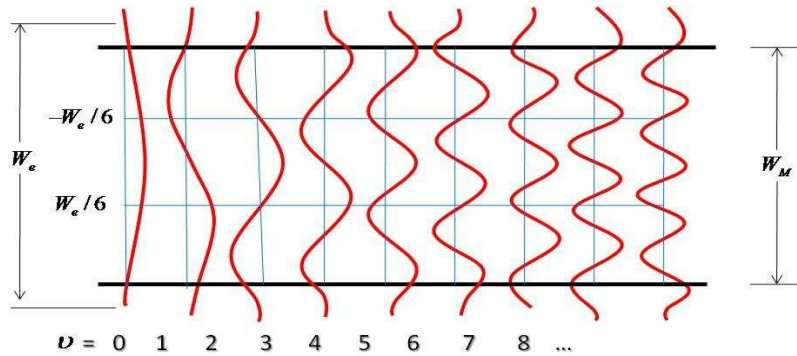


Figura 2.3.- Amplitud normalizada del perfil del campo lateral $\Psi_v(y)$ correspondiente a los primeros modos guiados en una guía multimodal de índice abrupto.

Como se mencionó en la sección anterior, el desplazamiento Goos-Hänchen se da cuando un rayo de luz que se refleja totalmente en una interface de separación entre dos medios dieléctricos, se desplaza físicamente de su trayectoria, como si éste se reflejara en una superficie "virtual" (fig.2.2.b). Este desplazamiento se observó experimentalmente en 1947, obteniéndose mediciones cuantitativas que se ajustaron a la siguiente fórmula [6]

$$D = C \eta_c \lambda_0 (\eta_r^2 \sin^2 \theta_i - \eta_c^2)^{-1/2}, \quad (2.9)$$

donde D es el rayo desplazado después de haberse reflejado, C es una constante igual a 0.52, con índices $\eta_r = 1.52$ y $\eta_c = 1$. Esta constante se propuso con el mismo valor para ambas polarizaciones del rayo que incidía en la interfaz y tiempo después, se encontró que esta constante C era errónea. Varios investigadores reportaron diferentes desplazamientos de manera que la ecuación 2.9 se modificó, obteniéndose una ecuación para las dos polarizaciones TE y TM independientemente, de manera que [6]

$$D = \left(\frac{\lambda_0}{2\pi} \right) \left(\frac{\eta_c}{\eta_r} \right)^{2\sigma} (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{-(1/2)}, \quad (2.10)$$

donde $\sigma = 0$ para TE y $\sigma = 1$ para TM. Entonces, como la diferencia entre los modos también es muy pequeña, ésta puede despreciarse y los anchos se asumen idénticos de

manera que $W_{ev} \approx W_M$. De forma general, el ancho efectivo W_{ev} puede aproximarse con el ancho efectivo correspondiente al modo fundamental W_{e0r} (el cual se denotara como W_e por simplicidad), y al tomar en cuenta el rayo desplazado de la ecuación 2.10 se tiene [4,6]

$$W_{ev} \cong W_{e0} = W_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi} \right) \left(\frac{\eta_c}{\eta_r} \right)^{2\sigma} (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{-(1/2)}, \quad (2.11)$$

donde W_M es el ancho físico de la guía, η_c es el índice de refracción efectivo del revestimiento y η_r el índice de refracción efectivo del núcleo para el modo fundamental. Considerando que $k_{yv}^2 \ll k_0^2 \eta_0^2$, despejando β_v y usando la expansión binomial para la ecuación 2.3, la constante de propagación β_v se puede escribir como

$$\beta_v = \left[(k_0 \eta_r)^2 - \frac{(\nu+1)^2 \pi^2}{W_e^2} \right]^{\frac{1}{2}} \cong k_0 \eta_r - \frac{(\nu+1)^2 \pi^2}{2k_0 \eta_r W_e^2} \cong k_0 \eta_r - \frac{(\nu+1)^2 \pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2}$$

$$\beta_v \cong k_0 \eta_r - \frac{(\nu+1)^2 \pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2}. \quad (2.12)$$

De esta manera se encuentra que la constante de propagación en una guía de onda multimodal tiene una dependencia casi cuadrática con respecto al número de modo ν .

De la ecuación 2.12, tenemos que cuando $\nu = 0 \Rightarrow \beta_0 = k_0 \eta_r - \frac{\pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2}$ y cuando $\nu=1$ se

tiene que $\Rightarrow \beta_1 = k_0 \eta_r - \frac{2^2 \pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2}$ de manera que la diferencia entre estas constantes es

$$\beta_0 - \beta_1 = k_0 \eta_r - \frac{\pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2} - k_0 \eta_r + \frac{2^2 \pi \lambda_0}{4\eta_r W_e^2} = \pi \left[-\frac{\lambda_0}{4\eta_r W_e^2} + \frac{4\lambda_0}{4\eta_r W_e^2} \right] = \pi \left[\frac{3\lambda_0}{4\eta_r W_e^2} \right]. \quad (2.13)$$

Definiendo a L_π como la *longitud crítica* (o *distancia necesaria*) para que interfieran los dos modos de más bajo orden, se tiene

$$L_\pi = \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} \cong \frac{4\eta_r W_e^2}{3\lambda_0}. \quad (2.14)$$

Usando las ecs. 2.12 y 2.14, tenemos que la *constante de propagación* se escribe como

$$\beta_\nu = k_0 \eta_r - \frac{(\nu+1)^2 \pi}{3L_\pi} \quad , \quad (2.15)$$

por lo tanto, la diferencia entre la constante de propagación del modo de orden más bajo y los modos siguientes es

$$\beta_0 - \beta_\nu \cong \frac{\nu(\nu+2)\pi}{3L_\pi} \quad , \quad (2.16)$$

la cual resulta fundamental en la formación de autoimágenes, como veremos más adelante. Debido a que la guía de onda multimodal soporta un determinado número de modos dependiendo de sus parámetros físicos (fig. 2.3), necesitamos examinar la presencia de modos de orden más alto dentro de la guía. Para esto, se sigue el método desarrollado por Soldano [3], en donde se modela la propagación del perfil de un campo de entrada $\Psi(y, z)$ a través de una guía multimodal. Entonces, considerando que el campo que se acopla en la guía multimodal en $z = 0$ está totalmente confinado dentro de W_e , éste puede descomponerse en una distribución de campo modal $\psi_\nu(y)$ para todos los modos ν que son soportados dentro de la guía MMI. Esta distribución modal de entrada se puede representar por

$$\Psi(y, 0) = \sum_{\nu=0}^{m-1} C_\nu \psi_\nu(y) \quad , \quad (2.17)$$

en donde la sumatoria toma en cuenta tanto a los modos que se acoplan a la guía multimodal en $z=0$ (incluyendo a los modos radiados), como a los modos que se propagan a través de la sección MMI (modos guiados). Aquí, C_ν se conoce como coeficiente de amplitud de excitación del campo y puede ser estimado usando integrales de traslape [3]

$$C_\nu = \frac{\int \Psi(y, 0) \psi_\nu(y) dy}{\sqrt{\int \psi_\nu^2(y) dy}} \quad . \quad (2.18)$$

Dado que cada modo propagado en la sección MMI tiene diferente fase, entonces el perfil del campo que se ha propagado una distancia z se puede escribir únicamente como una superposición de todos los modos guiados, de manera que la ecuación 2.17 se puede representar por

$$\Psi(y, z) = \sum_{v=0}^{m-1} C_v \psi_v(y) \exp[j(\omega t - \beta_v z)] \quad . \quad (2.19)$$

Como puede observarse, la distribución del campo depende de los valores que tome la función exponencial. Entonces, tomando la fase del modo fundamental como factor decreciente fuera de la suma y asumiendo que la dependencia temporal $\exp(j\omega t)$ está implícita (en lo sucesivo), el campo $\Psi(y, z)$ toma la forma [3]

$$\Psi(y, z) = \sum_{v=0}^{m-1} C_v \psi_v(y) \exp[j(\beta_0 - \beta_v) z] \quad . \quad (2.20)$$

Usando la ecuación (2.16) en (2.20), el campo que se ha propagado a través de la guía en $z = L$ es

$$\Psi(y, L) = \sum_{v=0}^{m-1} C_v \psi_v(y) \exp\left[j \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} L\right] \quad (2.21)$$

La forma del campo $\Psi(y, L)$ y los tipos de imágenes formadas se pueden determinar por la excitación modal C_v y por las propiedades de la fase de la ec. 2.21. Al comparar esta ecuación con la ec. 2.17, vemos que bajo ciertas circunstancias el perfil del campo $\Psi(y, L)$ es una imagen del campo de entrada $\Psi(y, 0)$ de acuerdo al factor de fase

$$\exp\left[j \frac{v(v+2)\pi}{3L_\pi} L\right] = 1 \quad \text{o} \quad (-1)^v \quad . \quad (2.22)$$

Al no plantear ninguna restricción en los coeficientes de excitación C_v del campo de entrada, a la ecuación 2.22 se le conoce como "*Interferencia General*" debido a que es independiente de la excitación modal. La Interferencia general impone dos condiciones para la formación de autoimágenes. A partir de la ec. 2.22 vemos que hay formación de imágenes simples a una distancia dada por

$$L = p(3L_\pi) \quad \text{con } p = 0, 1, 2, 3, \dots \quad (2.23)$$

en donde " p " se conoce como número de imagen. Entonces, la primera condición se tiene cuando " p " es par, lo que significa que todos los modos deben experimentar un cambio de fase de 2π después de propagarse a lo largo de L , produciéndose una imagen directa del campo de entrada $\Psi(y, L) = \Psi(y, 0)$. El número de imagen no corresponde al número de modo. Como puede verse en la ec. 2.22, la distribución del campo depende de los valores que tome la función exponencial, de manera que es posible obtener "*Imágenes Múltiples*" a distancias dadas por

$$L = \frac{p}{2}(3L_\pi) \quad \text{con } p = 1, 3, 5, \dots \quad (2.24)$$

Sustituyendo esta ecuación en la ec. 2.21, se tiene el campo total para esta distancia, es decir

$$\Psi\left(y, \frac{p}{2}3L_\pi\right) = \sum_{v=0}^{m-1} C_v \psi_v(y) \exp\left[jv(v+2)p\frac{\pi}{2}\right], \quad (2.25)$$

de manera que cuando " p " es impar (segunda condición) se tienen las siguientes propiedades

$$v(v+2) = \begin{cases} \text{par} & , \text{ para } v \text{ par} \\ \text{impar} & , \text{ para } v \text{ impar} \end{cases} \quad (2.26.a)$$

$$\psi_v(-y) = \begin{cases} \psi_v(y) & , \text{ para } v \text{ par} \\ -\psi_v(y) & , \text{ para } v \text{ impar} \end{cases} . \quad (2.26.b)$$

Cuando "p" es impar las diferencias de fase entre los modos se alternan en múltiplos pares e impares de π , con los modos pares en fase y los impares fuera de fase. Tomando en cuenta la condiciones 2.26 y el campo modal de la ec. 2.25 tenemos que

$$\Psi\left(y, \frac{p}{2}3L_\pi\right) = \sum_{v \text{ par}} C_v \psi_v(y) + \sum_{v \text{ impar}} (-j)^p C_v \psi_v(y) = \frac{1+(-j)^p}{2} \Psi(y,0) + \frac{1-(-j)^p}{2} \Psi(-y,0) \quad (2.27)$$

Lo que significa que hay un par de imágenes de $\Psi(y,0)$ en cuadratura con amplitudes $1/\sqrt{2}$ a distancias $z = \frac{1}{2}(3L_\pi), \frac{3}{2}(3L_\pi) \dots$ como se muestra en la figura 2.4.

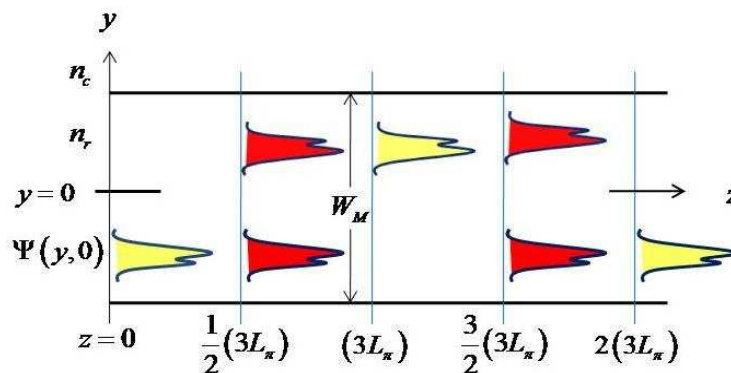


Figura 2.4.- Guía de onda multimodal en donde se muestra el campo de entrada $\Psi(y,0)$, una imagen simple "reflejada" en $(3L_\pi)$, una imagen directa en $2(3L_\pi)$, e imágenes dobles en $1/2(3L_\pi)$ y en $3/2(3L_\pi)$.

Para distancias de propagación más cortas, aparecen imágenes dobles situadas a lo largo del eje de simetría de la guía (fig. 2.4). Este es el caso de las "Imágenes Múltiples", que en general se forman a distancias

$$L = \frac{p}{N}(3L_\pi) \quad \text{con } p \geq 0 \quad \text{y } N \geq 1 \quad \text{enteros} \quad (2.28)$$

Las imágenes múltiples están desplazadas en fase (entre ellas). Esta diferencia relativa de fase debe mantenerse constante para la formación correcta de la siguiente serie de imágenes [3]. Aunque es posible calcular las posiciones de las imágenes múltiples, el obtener una relación general de este caso está fuera del enfoque de esta tesis.

Entonces, en la primera condición se tiene una distribución que es una réplica directa del campo de entrada y la segunda es una imagen reflejada con respecto al eje de simetría de la guía de onda. Por ejemplo, de la ec. 2.26.b vemos que para un modo impar existen imágenes reflejadas (fig. 2.4), es decir que $\Psi(y, L) = \Psi(-y, 0)$.

En la teoría de MMI que se ha revisado hasta ahora, no se han impuesto restricciones en la excitación del campo de entrada. Si de alguna forma podemos excitar solo ciertos modos de forma selectiva en la guía multimodal obtendremos múltiplos de $v(v+2)$ los cuales permiten nuevos mecanismos de interferencia. Esto nos limita a dos casos especiales e importantes conocidos como interferencia par e interferencia simétrica, los cuales revisaremos a continuación.

2.2.1.- Interferencia simétrica restringida

Este caso se tiene cuando un campo de entrada (modo fundamental) inicia exactamente en el centro del eje de simetría de la guía multimodal, de manera que únicamente se excitan los modos pares ($C_v=0$ para $v=1,3,5,\dots$). Entonces, la formación de imágenes simples del campo de entrada $\Psi(y, 0)$ se obtiene a partir de [3]

$$L = p \left(\frac{3L_\pi}{4} \right) . \quad (2.29)$$

El resultado es la formación de imágenes simples a $1/4$ de la distancia calculada por la ecuación (2.23). Una expresión más general para N-imágenes está dada por [3]

$$L = \frac{p}{N} \left(\frac{3L_\pi}{4} \right) , \quad (2.30)$$

en donde debido a la simetría con la que interfieren los modos, la posición de las imágenes resultantes a lo largo del eje "y" también será simétrica con una separación o espaciamiento igual a W_e / N .

2.2.2.- Interferencia par restringida

Para este caso, el campo de entrada se elige fuera del eje de simetría de la guía de manera que los modos $\nu=2,5,8,\dots$, no son excitados, mientras que los modos excitados restantes se agrupan en pares 0-1, 3-4, 6-7, ya que tienen características similares. Por ejemplo, si un campo de entrada simétrico inicia en una posición $y = \pm W_e / 6$, entonces los modos $\nu = 2,5,8,\dots$ presentan un cero con simetría impar con respecto a este punto. Por lo tanto, la integral de traslape entre el campo y estos modos se desvanecerá ($C_\nu=0$). Como resultado, solamente los dos primeros modos de cada tres se excitan y la longitud para la formación de las autoimágenes se reduce a un tercio. Las imágenes simples se encuentran en $L = p(L_\pi)$. Una expresión más general para N imágenes la cual está dada por

$$L = \frac{p}{N}(L_\pi) \quad . \quad (2.31)$$

Finalmente, cuando la luz se acopla dentro de una guía multimodal, un conjunto específico de modos dentro de la guía es excitado y se propaga a lo largo de la guía, independientemente, con su propia constante de propagación. Aunque la superposición de los modos excitados produce una distribución del campo complicada debido a las múltiples interferencias, la autoimagen del campo de entrada solo puede obtenerse en ciertas posiciones, donde los modos excitados están en fase.

2.3.- Interferencia Multimodal en una Fibra Óptica

El efecto MMI en fibra óptica es más complicado debido a la simetría cilíndrica [7,8], pero es posible hacer una aproximación tomando las mismas consideraciones que usamos para el caso de una guía de onda integrada y así obtener ecuaciones muy similares. Basándonos en la ec. 2.11, podemos escribir

$$D_{eff\ v} \approx D_{eff} = D_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) \left(\frac{\eta_c}{\eta_r}\right)^{2\sigma} (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)}, \quad (2.32)$$

donde $D_{eff\ v}$ es el diámetro efectivo de la fibra óptica, con el diámetro efectivo correspondiente al modo fundamental D_{eff} y con la aproximación de $D_{eff\ v} \approx D_M$ cuando la profundidad de penetración es pequeña. Considerando $\sigma = 0$ para TE y $\sigma = 1$ para TM vamos a tener un diámetro efectivo para cada término dado por

$$D_{eTE} = D_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)} \quad (2.33.a)$$

$$D_{eTM} = D_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) \left(\frac{\eta_c}{\eta_r}\right)^2 (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)}. \quad (2.33.b)$$

Dado que en general los modos de una fibra son híbridos, es decir, combinación de los modos TE y TM, para fines prácticos podemos considerar que el diámetro efectivo para la fibra óptica multimodal se puede obtener con el promedio de las ecs. 2.33.a y 2.33.b, entonces

$$D_{eff} \approx \frac{D_{eTE} + D_{eTM}}{2} = \frac{D_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)} + D_M + \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) \left(\frac{\eta_c}{\eta_r}\right)^2 (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)}}{2}$$

$$D_{eff} \approx D_M + \frac{1}{2} \left(\frac{\lambda_0}{\pi}\right) (\eta_r^2 - \eta_c^2)^{(-1/2)} \left[1 + \left(\frac{\eta_c}{\eta_r}\right)^2 \right]. \quad (2.34)$$

Usando ahora la ec. 2.30 y siguiendo el procedimiento de la sección anterior, podemos encontrar la *distancia necesaria para que interfieran los dos modos de orden más bajo*, es decir

$$L_\pi = \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} \cong \frac{4\eta_r D_{eff}^2}{3\lambda_0}, \quad (2.35)$$

y de la misma forma es posible hallar expresiones para las constantes de propagación similares a las ecs. 2.15 y 2.16. De forma similar a la guía integrada, podemos observar

lo que sucede cuando un campo se propaga a lo largo de la MMF y encontrar las condiciones bajo las cuales podemos obtener autoimágenes a lo largo de la MMF. Para esto empleamos un segmento de SMF empalmada directamente a un segmento de MF, como se muestra en la figura 2.5.

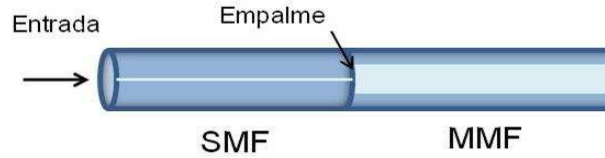


Figura 2.5.- Empalme de fibra monomodo con fibra multimodo.

En el plano de entrada donde se empalman ambas fibras ($z = 0$), la luz que se ha propagado a través de la fibra SMF se descompone dentro de la fibra MMF, de forma que se puede escribir

$$E_{SM}(r, \varphi, z = 0) = \sum_1^N C_n e_n(r, \varphi, z = 0) \quad , \quad (2.36)$$

donde $E_{SM}(r, \varphi, z = 0)$ es el modo fundamental en la fibra SMF, n es el número de modos excitados dentro de la fibra MMF, $e_n(r, \varphi, z = 0)$ es el n -ésimo modo guiado y C_n es el coeficiente de amplitud de excitación del campo que se propaga y viene dado por [7]

$$C_n = \frac{\iint_S E_{SM}(r, \varphi) \times e_n^*(r, \varphi) ds}{\iint_S |e_n(r, \varphi)|^2 ds} \quad . \quad (2.37)$$

Todos los modos excitados se propagan de forma independiente dentro de la fibra multimodal, de manera que el campo eléctrico se puede escribir como

$$E_{MM}(r, \varphi, z) = \sum_0^N C_n e_n(r, \varphi, 0) e^{-i\beta_n z} = e^{-i\beta_0 z} \sum_0^N C_n e_n(r, \varphi, 0) e^{-i(\beta_n - \beta_0)z}$$

$$E_{MM}(r, \varphi, z) = e^{-i\beta_0 z} \sum_0^N C_n e_n(r, \varphi, 0) e^{i(\beta_0 - \beta_n)z} \quad , \quad (2.38)$$

donde β_0 y β_n son la constante de propagación del modo fundamental y el n-ésimo modo excitado en la fibra multimodo respectivamente. Entonces, la reproducción del campo de entrada ocurre solo en ciertas posiciones dentro de la fibra, por lo que se puede escribir

$$E_{MM}(r, \varphi, z_{Autoimagen}) = E_{SM}(r, \varphi, z = 0) \quad , \quad (2.39)$$

si la condición $(\beta_0 - \beta_n) = m_n 2\pi$ se satisface para todos los modos [7], donde m_n es un entero, tal como se da en el caso de una guía de onda integrada. Esta última condición implica que la diferencia de fases entre dos modos cualquiera es un múltiplo entero de 2π , y entonces todos los modos excitados están en fase. Como se mencionó al inicio de esta sección, el efecto MMI en fibra óptica es más complicado debido a la simetría cilíndrica y se requiere el uso de métodos numéricos para obtener valores más exactos y específicos para la posición de la imagen, aunque el tratamiento es similar al caso de las guías rectangulares en óptica integrada. Una descripción matemática más detallada de la interferencia multimodal en fibras ópticas multimodales puede encontrarse en [7,8] y es claro que no se obtiene una relación simple como la obtenida en la sección anterior. Sin embargo, podemos notar cierta similitud con el caso de interferencia simétrica (ec. 2.29) en guías integradas, y esto se debe porque al empalmar las SMF a la MMF (fig. 2.6), se está acoplando un campo de entrada simétrico exactamente en el centro de la MMF.

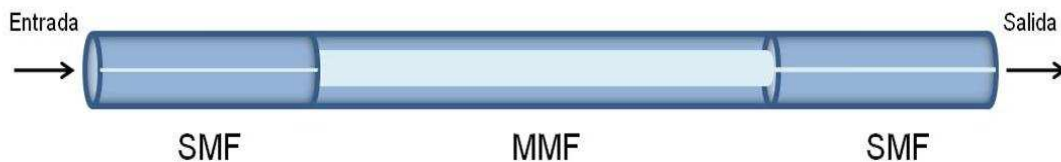


Figura 2.6.- Los dispositivos de fibra MMI pueden fabricarse empalmando una sección de fibra multimodal MMF entre dos fibras monomodo SMF. Esta estructura corresponde a lo que ahora se conoce como fibra de MMI (Multimode Interference Fiber).

El efecto MMI aparece cuando la luz de la SMF se acopla y excita todos los modos soportados por la MMF, en donde aparecen imágenes simples de la señal de entrada en intervalos periódicos debido a la interferencia entre modos. Básicamente, el campo de entrada de la fibra multimodo de longitud L se replica a la salida para un valor de longitud de onda en específico, es decir, la autoimagen del campo de entrada solo puede obtenerse en ciertas posiciones L donde los modos excitados están en fase y se puede calcular usando [9]

$$L = p \left(\frac{3L_\pi}{4} \right) \quad (2.40)$$

donde L_π es la distancia mínima para que interfieran los dos modos de orden más bajo [9]

$$L_\pi \cong \frac{4n_{MMF} D_{eff}^2}{3\lambda_0} \quad (2.41)$$

aquí n_{MMF} y D_{eff} corresponden respectivamente al índice de refracción y el diámetro efectivo de la MMF, y λ_0 la longitud de onda en el espacio libre.

Entonces, para el caso de una fibra óptica, las ecuaciones 2.40 y 2.41 corresponden al caso de interferencia simétrica. Para visualizar la formación de autoimágenes, nos apoyamos en una simulación hecha con el método de propagación de haces por diferencias finitas (FD-BPM) usando el software BeamPROP de la compañía RSoft Inc. (fig. 2.7), para el caso de una estructura MMI con una fibra multimodal de 105 μm de núcleo y 125 μm de revestimiento. En esta simulación se tiene una longitud de onda de 1.55 μm (1550 nm) con una distancia L de 44.2 mm, con $p = 4$. Para este caso en particular, la primera imagen y la tercera imagen se conocen como pseudoimágenes y son el resultado de la simetría que se da en la propagación dentro de la fibra. La imagen real es con la que fue calculada la longitud de la fibra y le corresponde a $p = 4$, es decir, a la cuarta imagen. Después de la primera demostración de un dispositivo MMI en una guía de onda plana, se ha investigado extensamente de forma que el efecto de autoimagen se ha usado para diseñar y fabricar una gran variedad de dispositivos. El

efecto de autoimagen en MMF fue reportado primeramente por Allison [10] y en años recientes ha sido demostrada experimentalmente por varios grupos de investigación y usada para implementar una gran variedad de dispositivos, tales como un láser sintonizable [9], un filtro pasa-banda [11], lente de fibra sintonizable [12], sensor de desplazamiento [13] y sensor de temperatura [14].

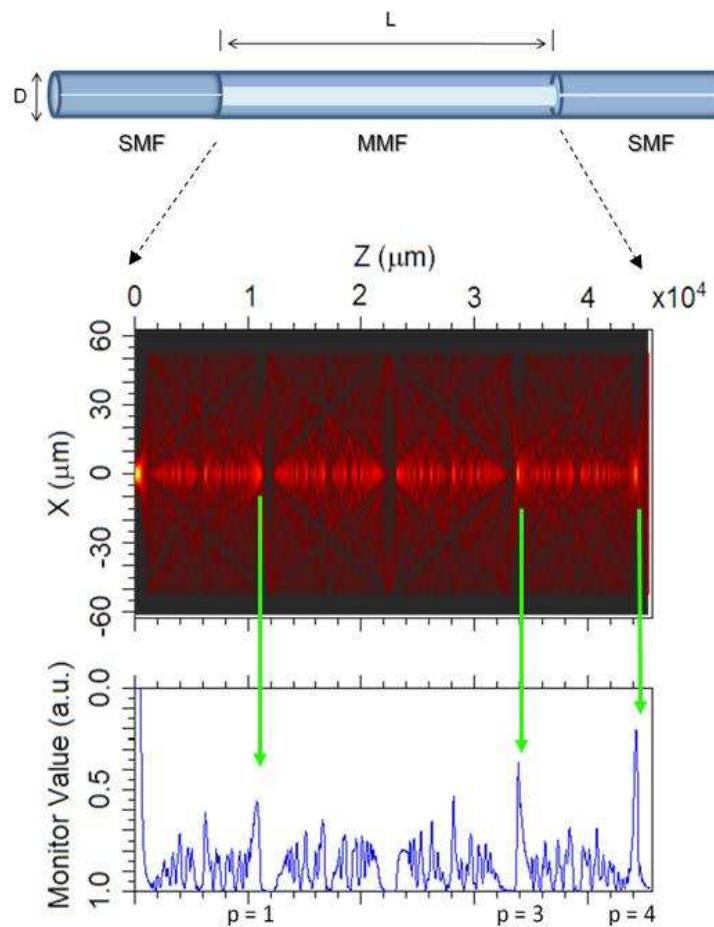


Figura 2.7.- Interferencia Multimodal en una estructura de MMI de fibra óptica.

Tal como se ha corroborado experimentalmente, la distancia a la cual se forman las autoimágenes en las fibras MMI se obtiene usando las ecuaciones 2.35, 2.40 y 2.41, de manera que se puede hacer un cálculo simple de la longitud "L" de la fibra. Si le asignamos valores a "p", al índice de refracción, al diámetro de la fibra y a la longitud de onda, se tiene una respuesta espectral muy similar a las mostradas en las figuras 2.8.a y 2.8.b. De esta manera queda claro que hay una dependencia de la distancia a la cual se

forman las imágenes con la longitud de onda de operación seleccionada. Al calcular y cortar correctamente la longitud L de la MMF, se logra que una mayor cantidad de luz se acople en la salida de la SMF para una longitud de onda específica. Como se ve en la figura 2.8.a, la fibra MMI a cuarta imagen proporciona una respuesta espectral angosta, por lo que es más sensible a los cambios en longitud de onda y la hace adecuada para implementarse como filtro pasabandas o como un sensor de índice de refracción.

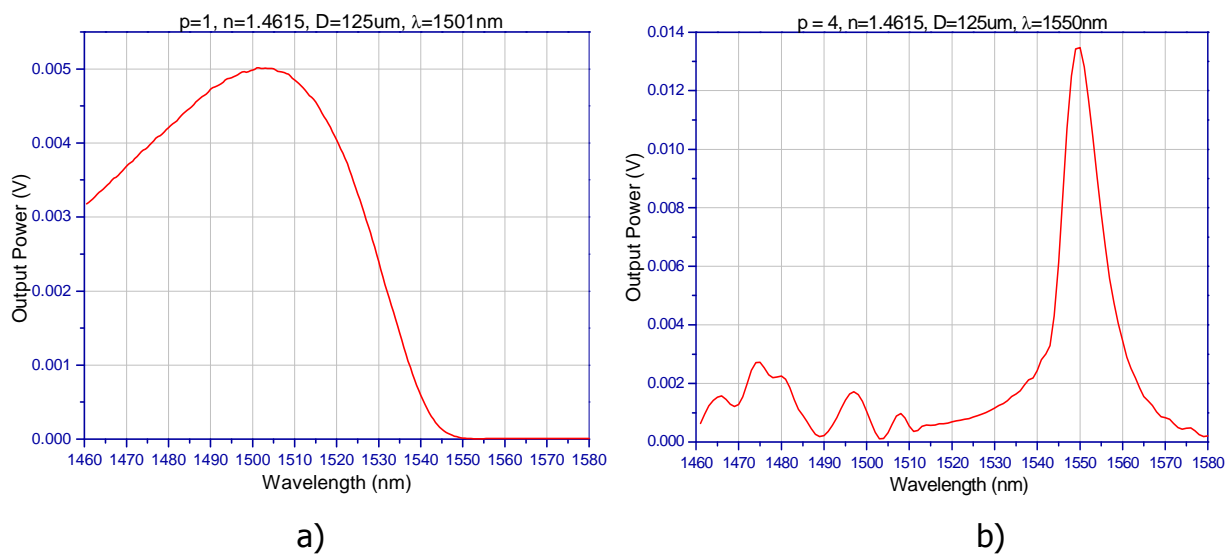


Figura 2.8.- Respuesta espectral de fibras MMI en a) primera imagen y b) cuarta imagen.

La fibra MMI a primera imagen tiene un ancho de banda espectral más grande (fig. 2.8.b) y casi 3 veces de menor intensidad, por lo tanto es menos sensible a los cambios en longitud de onda, pero con la ventaja de que se tiene un dispositivo más pequeño y robusto, pudiendo encapsularse con mayor facilidad en un chip de PDMS. Entonces, dependiendo de las aplicaciones (y de los objetivos de la tesis), se selecciona el tipo de respuesta que se necesita para implementar los dispositivos MMI. Todos estos conceptos se usaran en los capítulos siguientes para diseñar, fabricar e implementar los dispositivos optofluídicos basados en fibra óptica e integrado.

2.4.- Referencias

1. Allan W. Snyder and John D. Love, "Goos-Hänchen shift", *Appl. Opt.* 15, 236-238 (1976).
2. Hunsperger, Robert G., "Integrated Optics: Theory and Technology", 6th ed., Springer Verlag, 2009.
3. L. B. Soldano and E. C. M. Penning, "Optical multi-mode interference devices based on self-imaging: principles and applications", *J. Lightwave Technol.* 13, 615-627, (1995).
4. R. Ulrich and G. Ankele, "Self-Imaging in Homogeneous Planar Optical-Waveguides", *Applied Physics Letters*, vol. 27, pp. 337-339, 1975.
5. G. J. Liu, B. M. Liang, Q. Li, and G. L. Jin, "Beam propagation in nonlinear multimode interference waveguide", *Journal of Optics a-Pure and Applied Optics*, vol. 7, pp. 457-462, 2005.
6. N. S. Kapany and J. J. Burke, "Optical Waveguides". New York: Academic, 1972.
7. X. Zhu, A. Schülzgen, H. Li, L. Li, L. Han, J. V. Moloney, and N. Peyghambarian. "Detailed investigation of self-imaging in largecore multimode optical fibers for application in fiber lasers and amplifiers", *Opt. Express*, Vol. 16, No. 21 16632.
8. Qian Wang, Gerald Farrell, and Wei Yan, "Investigation on Single-Mode–Multimode–Single-Mode Fiber Structure", *J. Lightwave Technol.* 26, 512-519 (2008).
9. R. Selvas, I. Torres-Gomez, A. Martinez-Rios, J. A. Alvarez-Chavez, D. A. May-Arrijoja, P. Likamwa, A. Mehta, and E. G. Johnson, "Wavelength tuning of fiber lasers using multimode interference effects", *Opt. Express* 13, 9439-9445, (2005).
10. S. W. Allison and G. T. Gillies, "Observations of and applications for self-imaging in optical fibers", *Appl. Opt.* 33, 1802-1805 (1994).
11. W. S. Mohammed, P. W. E. Smith, and X. Gu, "All-fiber multimode interference bandpass filter", *Opt. Lett.* 31, 2547-2549, (2006).
12. W. S. Mohammed, A. Mehta, and E. G. Johnson, "Wavelength tunable fiber lens based on multimode interference", *J. Lightwave Technol.* 22, 469-477, (2004).
13. A. Mehta, W. S. Mohammed, and E. G. Johnson, "Multimode interference-based fiber-optic displacement sensor", *IEEE Photon. Technol. Lett.* 15, 1129-1131, (2003).
14. J. G. Aguilar-Soto, J. E. Antonio-Lopez, J. J. Sanchez-Mondragon, P. LiKamWa, J. A. Arredondo-Lucio and D. A. May-Arrijoja. "Multimode Interference Fiber Optic Temperature Sensor", *Latin America Optics and Photonic*.

CAPITULO 3

Dispositivos Optofluídicos Basados en Fibra Óptica

En este capítulo se muestra la caracterización e implementación de dos dispositivos optofluídicos de MMI basados en fibra óptica, a cuarta imagen y a primera imagen, además de su encapsulado y aplicación como sensores de índice de refracción.

3.1.- Introducción

Un sensor es un dispositivo que permite identificar y cuantificar un fenómeno, el cual se selecciona a partir de la variable física que se quiere medir y debe de proporcionar una señal fácil de monitorear. Las fibras ópticas se usan en el área de sensores debido a su capacidad de transmitir señales ópticas a largas distancias con un mínimo de pérdidas de energía, además de que tienen alta durabilidad en ambientes agresivos. Algunos conceptos fundamentales se mencionan en el Apéndice 3. En este capítulo se muestra el diseño y la implementación de dos sensores de MMI basados en fibra óptica, a primera y a cuarta imagen. El mecanismo de detección se basa en los cambios ópticos que introduce un líquido con diferente índice de refracción cuando la luz se propaga en la fibra. Los sensores se encapsulan dentro de microcanales hechos de diferente material, con lo que se logra intercambiar varios líquidos con diferente índice de refracción de manera fácil y controlada. Estos líquidos se obtienen con mezclas diferentes de agua deionizada y Glicol-Etileno (Ethylene Glycol). Este químico es un

liquido transparente altamente tóxico y que se puede mezclar fácilmente en agua, con lo que es posible modificar el índice de refracción del recubrimiento y como consecuencia, se modifican las características de la MMF en la estructura de MMI. Con esto se logra un corrimiento controlado de la respuesta espectral (hacia longitudes de onda mayores) a partir de la longitud de onda central a la que fueron diseñados los sensores. De esta manera se tienen sensores atractivos para aplicaciones químicas y biológicas, ya que son dispositivos robustos, con alta sensibilidad e inmunidad a las interferencias electromagnéticas.

3.2.- Sensor Optofluídico de MMI a Cuarta Imagen

En la sección 1.5.1 se propuso implementar un dispositivo MMI, empalmando una MMF entre dos SMF. Como se discutió anteriormente, el único requisito es calcular la longitud de la MMF para una longitud de onda particular en base a las características de la fibra. Para que el dispositivo pueda usarse como sensor, se necesita que la luz que se propaga dentro de la fibra sea afectada por las modificaciones que ocurren en el exterior de la fibra en la interface núcleo-recubrimiento.

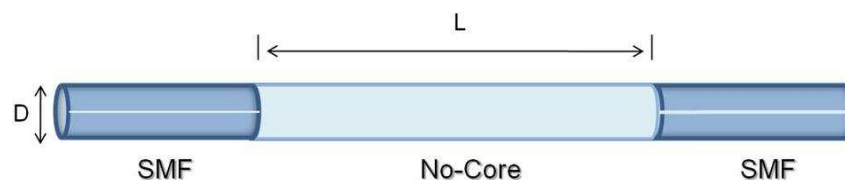


Figura 3.1.- Estructura de una fibra de MMI (No-Core).

Para esto se tiene un elemento clave, el cual es una fibra óptica especial conocida como fibra No-Core (sin núcleo) la cual soporta varios modos (≥ 3) y consiste únicamente de un núcleo expuesto, mientras que el aire que la rodea funciona como revestimiento. Esta fibra tiene un diámetro de $125 \mu\text{m}$ con un índice de refracción de 1.4615, que al empalmarse con dos segmentos de fibra monomodo con el mismo diámetro e índice de refracción del núcleo, se obtiene una estructura de MMI (fig. 3.1.). La formación de autoimágenes en la salida de la fibra No-Core se da a una distancia L cuyo valor se

obtiene usando las ecuaciones 2.35, 2.40 y 2.41 de la teoría descrita en el capítulo anterior, entonces se tiene la siguiente ecuación

$$L = p \left(\frac{n_{MMF} D_{eff}^2}{\lambda_0} \right) \quad (3.1)$$

donde n_{MMF} es el índice de refracción del núcleo de la MMF, D_{eff} es el diámetro efectivo de la fibra, p es el número de imagen y λ_0 es la longitud de onda. A partir de la ecuación 3.1 sabemos que la longitud L a la cual se formará la auto-imagen del campo de entrada depende del índice de refracción, del diámetro de la fibra, y de la longitud de onda de operación seleccionada. Como el índice de refracción ($n_{MMF} = 1.4615$) y el diámetro real ($D_M = 125 \mu\text{m}$) de la MMF no se pueden modificar fácilmente, los consideramos fijos. El número de imagen " p ", ayuda a determinar las características y la distancia L en donde se formaran las auto-imágenes en el proceso de interferencia. Por ejemplo, si escogemos un valor de $p = 4$ y si sustituimos las cantidades dadas anteriormente en la ecuación 3.1 se obtiene una longitud de $L = 60.1791 \text{ mm}$ de MMF. La parte crítica es entonces hacer un corte de fibra No-Core correcto para que la mayor cantidad de luz se acople en la salida. Con lo que se ha visto hasta este punto, se puede decir que la fabricación del sensor de fibra de MMI es relativamente sencilla. Debido a que la longitud de la fibra multimodal es de aproximadamente 6 cm, ésta se tiene que mantener totalmente estirada en ambos extremos para que su estructura no se modifique y se mantenga el tipo de respuesta espectral en la longitud de onda y dimensiones en la que fue calculada. El sensor de fibra de MMI también tiene que estar libre de cualquier contacto físico en los empalmes con las fibras monomodo y, principalmente, en la sección de fibra No-Core debido a que se encuentra totalmente expuesta, siendo el aire el que actúa como revestimiento.

3.2.1.- Caracterización del Sensor de MMI

Tal como se muestra en la figura 3.2, para caracterizar el sensor de fibra de MMI es necesario conectar uno de los extremos de la SMF a un fotodetector y el otro extremo

con un láser sintonizable (HP/Agilent 8164A), el cual nos proporciona un rango de sintonización que va desde 1460 nm hasta 1580 nm. La medición de la luz laser que pasa por el sensor de MMI se hace con un fotodetector infrarrojo de baja potencia (Newport 818-IR) que a su vez, está conectado a un multímetro digital de precisión (Keithley 2000). El multímetro de precisión y el láser sintonizable se comunican mediante un cable con protocolo de comunicación GPIB (IEEE-488), lo que permite transferir datos de forma bidireccional y de manera compatible con una computadora. Esta computadora se conecta a los instrumentos con un cable GPIB-USB, de manera que todo el equipo está comunicado y sincronizado entre sí.

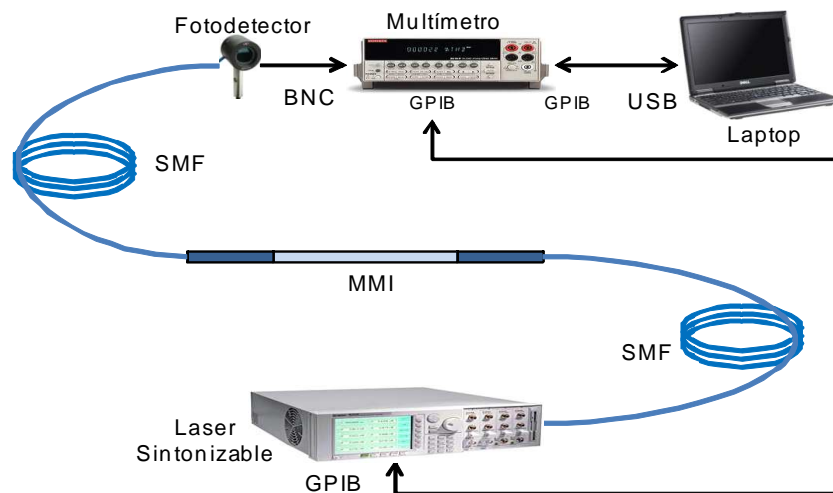


Figura 3.2.- Arreglo experimental.

En el experimento se usa una interfaz gráfica (instrumento virtual) hecha en el software LabVIEW y con la cual se controlan los puertos GPIB. Por medio de esta interfaz se le indica al láser sintonizable el momento y el rango de longitudes de onda a emitir, de manera que la luz que pasa por el dispositivo de MMI es captada con el fotodetector. Esta interfaz también permite monitorear la respuesta espectral de la fibra de MMI, de manera que se puede identificar de inmediato la forma y la longitud de onda central a la cual se calculó el sensor de MMI. Las mediciones hechas por el multímetro (al terminar el escaneo del láser), se envían hacia la computadora, generándose un archivo en donde se almacenan los datos adquiridos. De esta manera se tiene toda la información de cada

una de las pruebas. Estos datos se grafican usando el software Origin 8 y el resultado es el que se muestra en la figura 3.3. Aquí se observa que la longitud de onda central se encuentra en 1526 nm, con lo que se comprueba que el sensor ha sido cortado a la distancia L y con la longitud de onda correcta, es decir que se obtiene un sensor de MMI de fibra No-Core a cuarta imagen centrado en 1526 nm. Como se ve en la figura 3.3, la fibra de MMI a cuarta imagen proporciona una respuesta con un ancho espectral angosto ($\Delta\lambda \approx 12$ nm), por lo que es más sensible a los cambios en longitud de onda y la hace adecuada para implementarse como filtro pasabandas o como un sensor. Este último caso es el que nos interesa y se explicará a continuación.

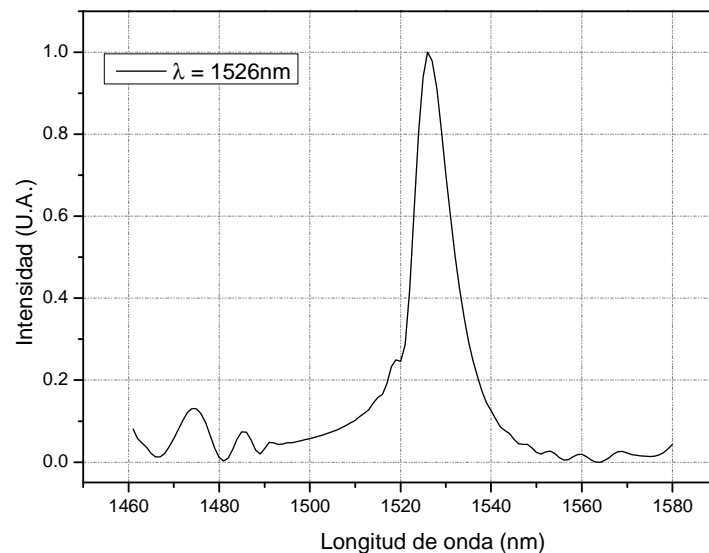


Figura 3.3.- Respuesta espectral de una fibra de MMI a cuarta imagen.

3.2.2.- Desarrollo experimental y Resultados

Como se explico anteriormente, si la longitud de la fibra No-Core se calcula, se corta y se empalma correctamente, se obtiene una respuesta espectral a cuarta imagen como se muestra en la figura 3.3, y corresponde a la longitud de onda central con la que fue calculada la fibra de MMI. Para modificar el índice de refracción en la fibra mediante el intercambio de líquidos de manera controlada (fig. 3.4), es necesario colocar el sensor de MMI dentro de un material rígido para que no se modifique su estructura (fig. 3.5).

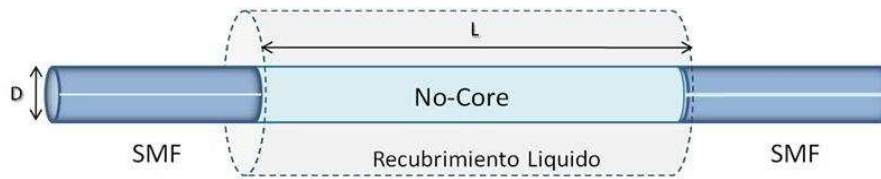


Figura 3.4.- Modificación del recubrimiento en una fibra de MMI (No-Core).

El encapsulado se compone de una placa de acrílico con los canales grabados, una membrana de PDMS y una lamina de vidrio. Entonces, una vez que se ha caracterizado la fibra, ésta se estira y se coloca dentro del canal de 300 μm , fijándola por ambos extremos con adhesivo epóxico. Después se coloca la membrana de PDMS de aproximadamente 1 mm de espesor, la cual funciona como acoplador entre las superficies de acrílico y vidrio, evitando fugas de líquido. Finalmente, se coloca la lámina de vidrio, presionándola y fijándola por las orillas en la estructura de acrílico con el adhesivo epóxico, obteniéndose el dispositivo que se muestra en la figura 3.5. Ahora, si escribimos la ecuación 3.1 en términos de la longitud de onda se tiene la siguiente ecuación

$$\lambda_0 = \frac{P n_{MMF} D_{eff}^2}{L} \quad (3.2)$$

en donde se puede observar que la respuesta espectral del dispositivo de MMI se puede cambiar si de alguna forma se modifica el índice de refracción y el diámetro de la fibra.

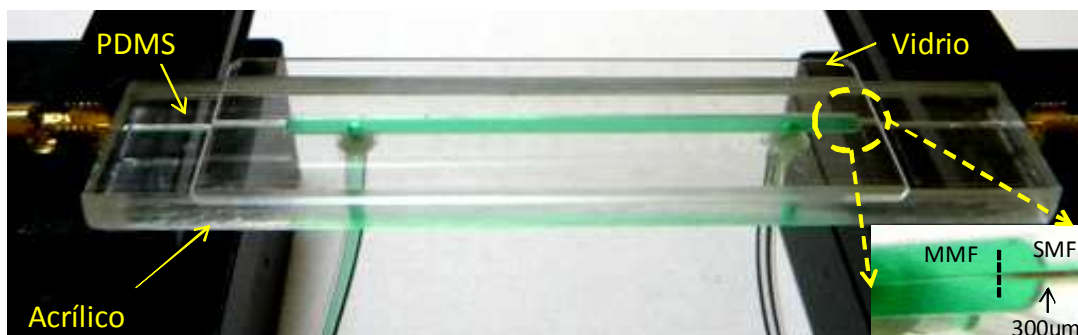


Figura 3.5.- Sensor Optofluídico de MMI a cuarta imagen.

El cambio en el índice de refracción se da por la interacción del campo evanescente con los líquidos, lo cual a la vez reduce la diferencia de índices entre núcleo y cubierta. Esto permite que la profundidad de penetración del campo evanescente aumente, lo que se refleja como un incremento en el diámetro efectivo. La modificación se va a realizar usando un químico que se conoce como Glicol-Etileno (Ethylene Glycol) y que tiene un índice de refracción conocido de 1.434. Generalmente se usa como un solvente y en la fabricación de anticongelantes, es decir que se añade a los combustibles (gasolina, diesel) para reducir su punto de solidificación a bajas temperaturas. Este compuesto es un líquido transparente altamente tóxico, pero que se puede mezclar fácilmente en agua. Usando el Glicol Etileno se preparan varias muestras, mezclándolo con diferentes cantidades de agua deionizada (D.I. Water, $\eta=1.333$), de manera que se tienen líquidos con diferentes índices de refracción. Las pruebas del sensor se inician realizando un escaneo con las diferentes longitudes de onda (1460 nm-1580 nm) emitidas con el láser sintonizable. La respuesta sin líquido (pico en 1526 nm) es la misma que se tiene en la figura 3.3, y que corresponde al índice de refracción del aire ($\eta=1$, línea negra). Al intercambiar los líquidos con diferente concentración de Glicol Etileno se va modificando la respuesta del sensor, de manera que el espectro se va desplazando hacia longitudes de onda mayores.

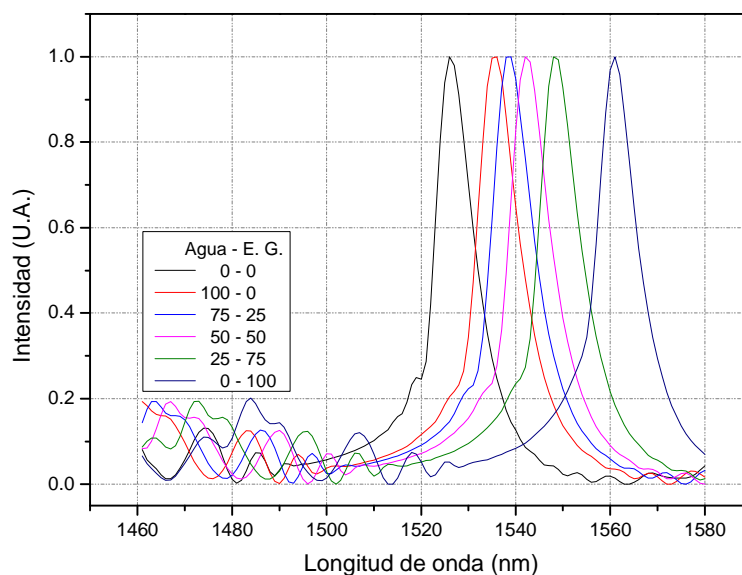


Figura 3.6.- Desplazamiento de la respuesta espectral del sensor MMI con líquidos de diferente índice de refracción.

El pico de longitud de onda se desplaza lateralmente con un incremento gradual que va desde 1526 nm (aire, $n=1$) hasta 1561 nm (Glicol etileno, $n=1.434$), con un desplazamiento en total de 35 nm, como se muestra en la grafica de la figura 3.6. La precisión en las mediciones del sensor optofluídico de MMI depende principalmente de la resolución que tengan los instrumentos de medición. La resolución del multímetro digital es de $\pm 0.1\mu V$, es decir que se tiene una sensibilidad de 1×10^{-5} [1]. Entonces, con la ecuación 2.22, 3.2 y Matlab, se calculan los valores del índice de refracción usando las diferentes longitudes de onda del experimento. Los índices de refracción calculados a partir de los datos experimentales son los que se muestran en la tabla 3.1 y corresponden al aire ($n=0.9999$), agua ($n=1.3321$), Glicol Etileno ($n=1.4351$), y a las diferentes combinaciones de agua y Glicol Etileno ($n=1.3628$, $n=1.3838$, $n=1.4098$).

Agua - E.G.	n	λ_{exp} (nm)	n_{exp}
0% - 0%	1	1526	0.9999
100% - 0%	1.333	1536	1.3321
75% - 25%	_____	1539	1.3628
50% - 50%	_____	1542	1.3838
25% - 75%	_____	1548	1.4098
0% - 100%	1.434	1561	1.4351

Tabla 3.1.

Estos valores se obtienen substituyendo las longitudes de onda experimentales en el diámetro efectivo de la ec. 2.22 (que se obtiene al promediar los modos fundamentales de las polarizaciones T.E. y T.M.) para cada índice de refracción. Con estos datos se obtiene la gráfica de la figura 3.7. Los puntos en rojo representan los índices de refracción conocidos (Aire, Agua y Glicol Etileno). Los datos en azul (triángulos), corresponden a los índices de refracción calculados numéricamente usando los datos experimentales, Matlab y las ecuaciones 2.22 y 3.2. De la misma forma se obtienen los datos a partir de 1526 nm hasta 1570 nm (línea negra). Los resultados muestran una dependencia cuadrática con el diámetro de la fibra, es decir que al incrementar el índice

de refracción con los líquidos en el recubrimiento de la fibra No-Core, se modifica el valor del diámetro efectivo en la ecuación 3.2. Como se ha visto, estos dispositivos se pueden construir y diseñar fácilmente con otra longitud de onda central y con otro tipo de respuesta espectral, por ejemplo, a primera imagen se obtiene un sensor más pequeño, barato y robusto (tal como se mostrará en la siguiente sección), de manera que puede adecuarse para su aplicación en otras áreas, tal como la biología y las ciencias químicas.

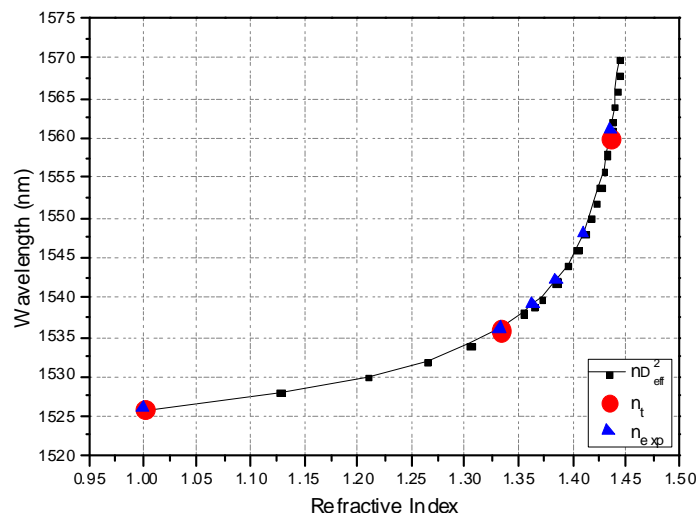


Figura 3.7.- Desplazamiento del pico de longitud de onda en función del índice de refracción para el sensor de MMI a cuarta imagen.

3.3.- Sensor Optofluídico de MMI a Primera Imagen

Tal como se mostró en la sección anterior, es posible implementar un sensor optofluídico de MMI cuyo mecanismo de sensado se basa en los cambios ópticos que introduce un medio con diferente índice de refracción cuando la luz se propaga dentro de la fibra especial. La clave es la fibra No-Core, que es básicamente una MMF con un diámetro de 125 μm con el aire como revestimiento, lo que nos permite modificar las propiedades en el revestimiento la fibra al intercambiar líquidos con índice de refracción diferente (fig. 3.1). Dependiendo de las aplicaciones se escoge el tipo de material con el

que va a encapsularse el sensor de MMI, además de que se puede seleccionar una respuesta espectral a diferente longitud de onda. Por ejemplo, si elegimos una longitud de onda inicial de $\lambda_0=1480$ nm, simplemente se usa el mismo procedimiento que se uso para el dispositivo optofluídico a cuarta imagen, las ecuaciones 2.35, 2.40, 2.41 y los mismos valores físicos de la fibra No-Core. Si ahora escogemos una respuesta a primera imagen ($p = 1$) se obtiene una longitud $L = 15.4235$ mm de fibra multimodal. Esta fibra se caracteriza con el mismo arreglo usado en el dispositivo a cuarta imagen (fig. 3.2), obteniéndose la respuesta espectral a primera imagen de la figura 3.8.

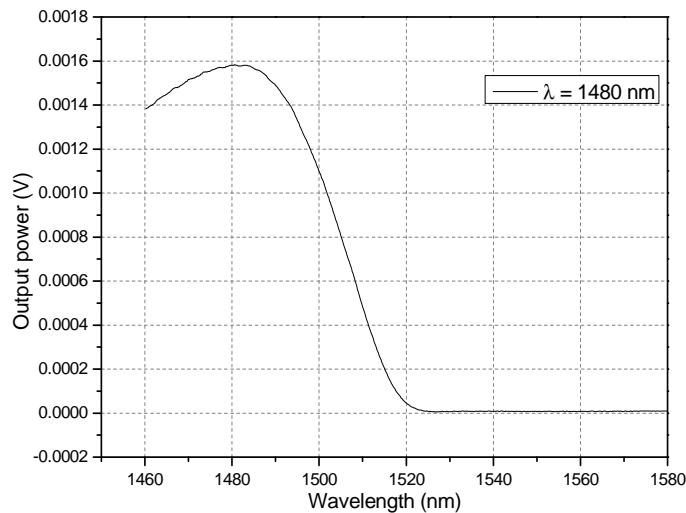


Figura 3.8.- Respuesta espectral de una fibra de MMI a primera imagen.

3.3.1.- Encapsulado del Sensor de MMI

La fibra de MMI a primera imagen tiene un ancho de banda espectral más grande, pero de menor intensidad en comparación al sensor a cuarta imagen y por lo tanto es menos sensible a los cambios en longitud de onda, pero con la ventaja de que se tiene un dispositivo mucho más pequeño y robusto, pudiendo encapsularse con mayor facilidad en un chip de PDMS. Este polímero tiene un índice de refracción de 1.41 y se usa para fabricar dispositivos microfluídicos (ver Apéndice 2) por sus características químicas y ópticas [1], además de que es un material aislante, no tóxico, no se ve afectado por una gran cantidad de solventes orgánicos como la acetona, soporta

temperaturas de hasta 300 °C, es más fácil de manipular y menos costoso que el silicio y el vidrio de laboratorio. Tomando en cuenta las características del PDMS, se diseña y fabrica un microcanal para encapsular el sensor de MMI a primera imagen. Realizando un procedimiento similar al descrito en el apéndice 2, se hace un depósito de fotoresist SU-8 (2075) para obtener 125 µm de altura para los microcanales (fig. 3.9.a). Como se necesita que la fibra de MMI esté suspendida en el aire y que no toque alguna otra superficie, se prepara una segunda muestra con SU-8 (2035) para obtener solo una cavidad de una altura de 50 µm. Se cubren ambas muestras con PDMS y se curan a 90°C por 2 horas (fig. 3.9.b). La segunda muestra de PDMS (donde está la cavidad) se separa de la oblea y se coloca la fibra de MMI (fig. 3.9.c), suspendida en el aire. Después se separa la membrana con los microcanales de la oblea de silicio, se hacen las perforaciones para los conectores, se aplica un plasma de oxígeno y se sella a presión con la primera membrana de PDMS (fig. 3.9.d), quedando la fibra de MMI sellada dentro de la cavidad, como se muestra en la figura 3.9.e. El siguiente paso es colocar los conectores y adherirlos a la superficie de PDMS para las mangueras, de esta forma se obtiene el chip en donde esta encapsulado el sensor de MMI (fig. 3.10).

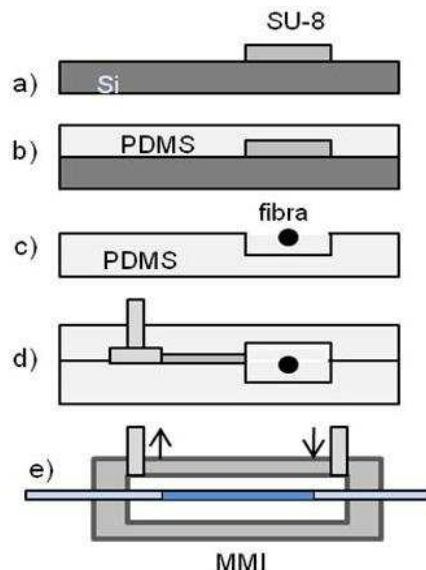


Figura 3.9.- Secuencia de encapsulado de la fibra MMI en PDMS.

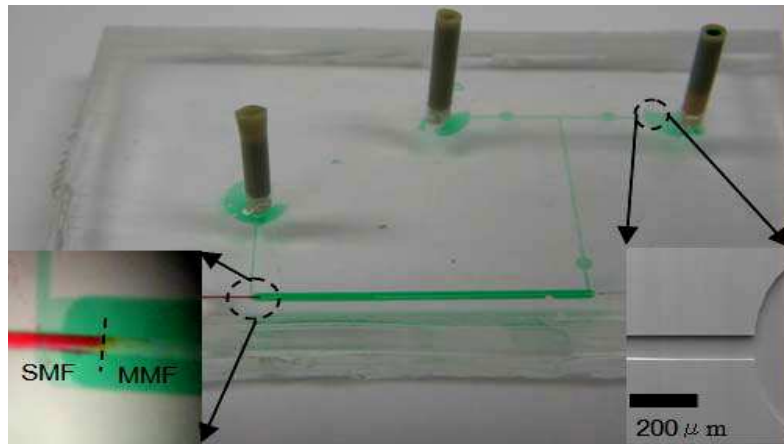


Figura 3.10.- Sensor Optofluídico de MMI a primera imagen encapsulado en un chip de PDMS.

3.3.2.- Desarrollo Experimental y Resultados

Como sabemos, la respuesta espectral del dispositivo de MMI se puede modificar cambiando el del índice de refracción en el diámetro de la fibra. La modificación se hace utilizando diferentes mezclas de Agua ($n=1.333$) y de Glicol-Etileno (1.434), de manera que se tienen líquidos con diferentes índices de refracción. Las mediciones con el sensor se inician con una exploración de las diferentes longitudes de onda (1460 nm-1580 nm) del láser sintonizable. La longitud de onda inicial corresponde a la caracterización sin ningún líquido dentro del microcanal de PDMS (1480 nm) y que es la misma de la figura 3.8, de manera que al introducir en el chip agua deionizada e intercambiar los líquidos con diferente concentración de Glicol Etileno, se modifica la respuesta del sensor y su espectro se va desplazando hacia longitudes de onda más grandes, conforme aumenta el índice de refracción de los líquidos que rodean a la fibra No-Core. Se tiene un incremento en la longitud de onda que va desde 1480 nm (aire, $n=1$) hasta 1515 nm (Glicol etileno, $n=1.434$), con un desplazamiento en total de 35 nm (fig. 3.11). Aquí podemos observar que el desplazamiento del espectro se comporta de manera no-lineal. Esto es algo que ya se esperaba y se puede confirmar que existe una dependencia cuadrática con el diámetro de la fibra No-Core, de manera que si se requiere, también es posible obtener una gráfica similar a la mostrada en la figura 3.7.

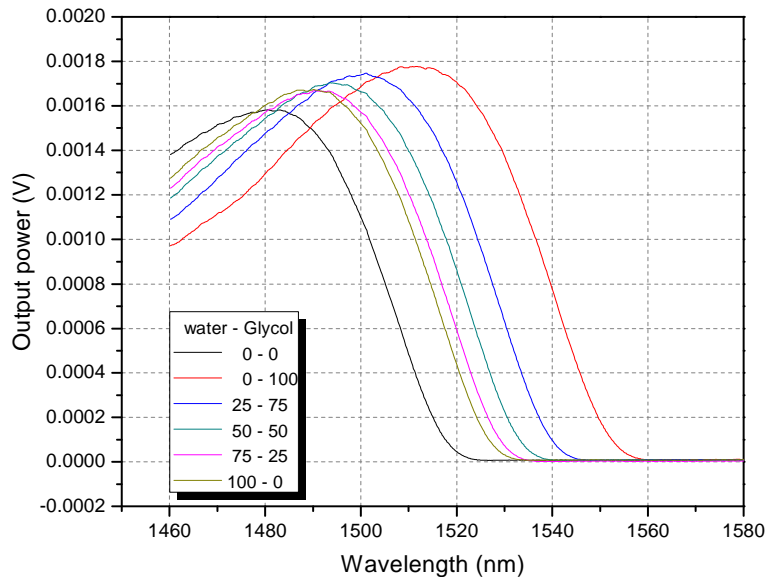


Figura 3.11.- Respuesta en longitud de onda del sensor de MMI para líquidos con diferente índices de refracción.

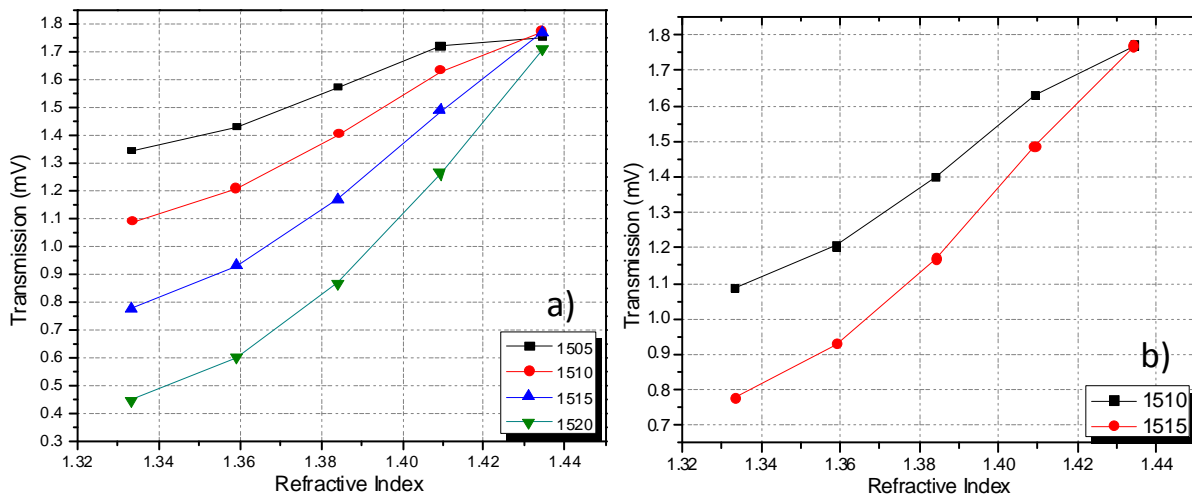


Figura 3.12.- a) Intensidad transmitida en función de los diferentes índices de refracción de los líquidos de prueba para longitudes de onda de operación específicas, b) respuesta del sensor de MMI en 1510 nm y 1515 nm.

Como la linealidad es importante en la fabricación de sensores, entonces buscamos una longitud de onda en donde el sensor de MMI tenga una respuesta con mejor linealidad. Si dejamos fija una longitud de onda en particular y medimos la intensidad transmitida

para cada índice de refracción, se puede encontrar dicha respuesta, la cual se va modificando ligeramente mientras intercambiamos los líquidos con diferente índice de refracción, tal como se muestra en la figura 3.12.a. De esta manera se tiene que la mejor linealidad está en 1515 nm (fig. 3.12.b). La precisión en las mediciones del sensor optofluídico de MMI depende del multímetro digital, que tiene una resolución de $\pm 0.1\mu\text{V}$, por lo que se estima una sensibilidad de 1×10^{-5} . En este capítulo se ha mostrado el diseño y la caracterización de dos sensores de MMI optofluídicos basados en fibra óptica, cuya respuesta espectral presenta un desplazamiento cuando se modifica el índice de refracción en el recubrimiento de la fibra de MMI. Debido a que existe una gran demanda para desarrollar e implementar sensores capaces de detectar y monitorear concentraciones muy bajas de sustancias químicas, los dispositivos optofluídicos basados en fibra óptica presentados en este trabajo, pueden aplicarse como sensores químicos y biológicos (biosensores) sin ninguna dificultad. Teniendo en cuenta los resultados de los sensores en fibra óptica y los conceptos de "*Lab On a Chip*" y "*MicroTAS*", la idea es obtener un sensor integrado de MMI. Aunque la fabricación de este dispositivo se dificulta por que se requiere el uso de un cuarto limpio (Clean Room), se tiene la ventaja en el diseño porque se puede controlar en el número de dispositivos a implementar. Por ejemplo, podemos modificar la forma del dispositivo, incrementando el número de guías de MMI e integrar con otros dispositivos para mejorar y aumentar su funcionalidad. Como el único requisito para obtener un dispositivo de MMI es tener una guía de onda multimodal con dos guías monomodales, una de entrada y una de salida, el objetivo en el siguiente capítulo será fabricar la versión integrada de un dispositivo optofluídico de MMI.

CAPITULO 4

Dispositivo Optofluídico Integrado

En este capítulo se implementa un dispositivo optofluídico integrado basado en un arreglo de guías de onda MMI. También se presenta su caracterización usando agua deionizada para mostrar el funcionamiento del dispositivo y su posible aplicación como sensor de índice de refracción en líquidos.

4.1.- Introducción.

El desarrollo que se ha dado en el área de los microfluidos muestra un gran avance en el diseño de estructuras con microcanales, los cuales tienen formas muy complejas y que incluyen elementos externos que permiten un mayor control de los fluidos que se usan en sus respectivas pruebas. En este sentido, la mayoría de los trabajos experimentales que se han publicado a la fecha muestran que no existen muchos dispositivos microfluídicos que incluyan dispositivos fotónicos integrados, tales como las guías de onda ópticas. De aquí que el objetivo de este capítulo es obtener una versión integrada de los dispositivos MMI basados en fibra óptica, ya que lo único que se necesita en principio es tener una guía de onda multimodal entre dos guías monomodales (ver fig. 1.9). Es importante mencionar que en este sentido las guías integradas ofrecen una mayor flexibilidad, ya que es posible diseñar la guía multimodal con diferentes formas y buscar mejorar el desempeño del dispositivo. Cabe mencionar que debido al tamaño reducido de estas guías sus aplicaciones se extienden a otras áreas, principalmente a los sistemas de comunicaciones ópticas, ya que pueden

encontrarse en dispositivos para emisión de luz, en dispositivos de modulación, conmutación, multiplexado, etc. En los diseños MMI integrados se considera una guía de onda "alzada o en relieve" (ridge waveguide) debido a que el núcleo de la guía está expuesto, lo que permite modificar el índice de refracción del medio que la rodea (aire).

4.2.- Guía de Onda MMI a Primera Imagen

Como se mencionó en la sección 1.5.2, en una guía de onda MMI se tienen varios parámetros que pueden influir en su respuesta tal como la longitud, el grosor del núcleo, los índices de refracción, y el ancho de la guía multimodal. La estructura que se desarrollará es una guía de onda "en relieve" debido a que el núcleo está expuesto, lo que facilita su interacción con líquidos. Los materiales que se van a ocupar son Silicio ($\eta=3.4$), Oxido de Silicio ($\eta=1.46$) y SU-8 ($\eta\approx 1.57$).

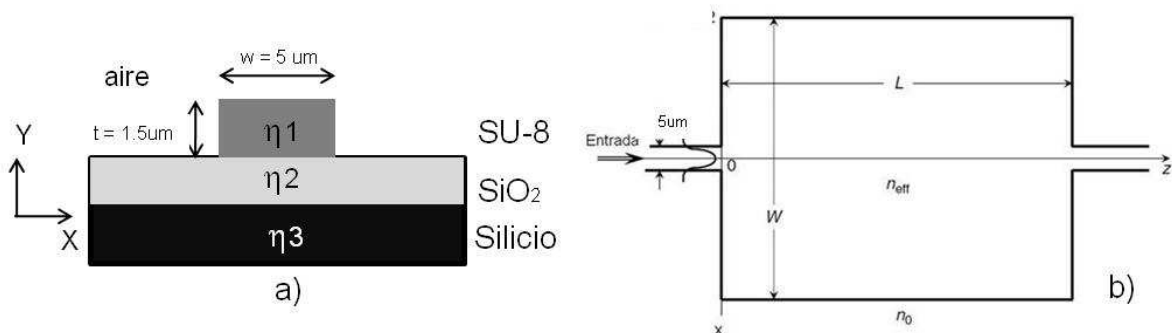


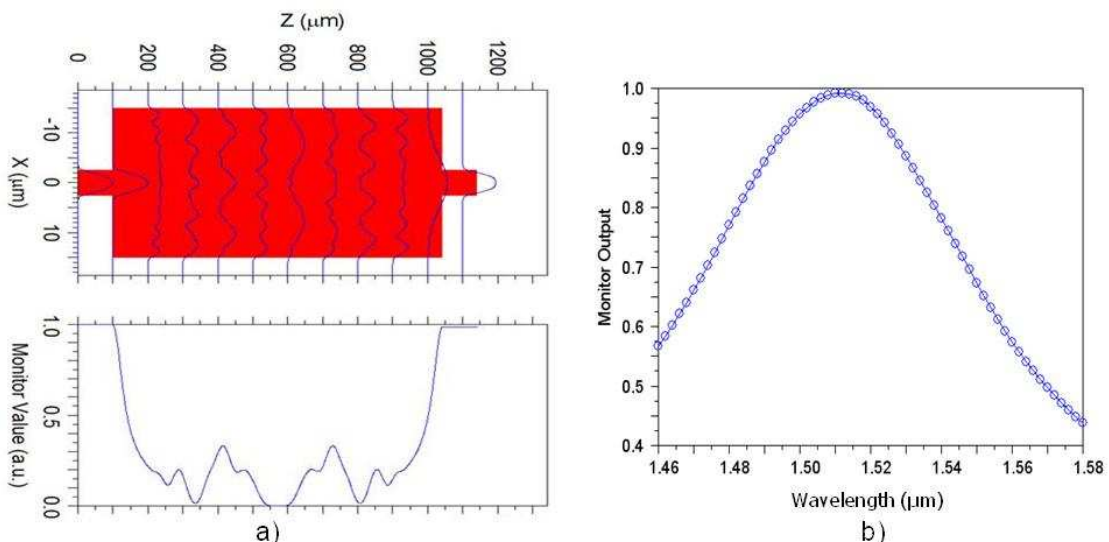
Figura 5.1.- a) Guía en relieve y b) estructura de la guía MMI.

Debido a que la estructura MMI (núcleo) requiere de guías monomodo de entrada y salida, las dimensiones de estas se seleccionan en Beamprop de manera que únicamente se propague el modo fundamental ($Ex_{0,0}$), por lo que tenemos una altura de $t\approx 1.5\ \mu\text{m}$ y un ancho de $w\approx 5\ \mu\text{m}$ (fig. 4.1.a). Usando el mismo programa, se modifica únicamente el ancho de la guía para que esta sea multimodal ($m=4$), y se obtiene un ancho W_e de $30\ \mu\text{m}$, la cual se coloca entre las guías modomodo para tener una estructura MMI (fig. 4.1.b). De manera similar al caso de fibra MMI, la formación de autoimágenes en la salida de la guía MMI (fig. 4.1.b) se da a una distancia L cuyo valor se obtiene usando

las ecuaciones 2.11, 2.14 y 2.29 de la teoría descrita en el capítulo 2, por lo que se tiene la siguiente ecuación

$$L = p \left(\frac{n_{eff} W_e^2}{\lambda_0} \right) \quad (5.1)$$

donde $W_e = 30 \mu\text{m}$ es el ancho de la guía multimodal, $n_{eff} = 1.5771$ es el índice efectivo calculado, $p = 1$ es el numero de imagen y $\lambda_0 = 1510 \text{ nm}$ es la longitud de onda. A partir de la ecuación 5.1 sabemos que la longitud a la cual se formará la auto-imagen del campo de entrada es $L \approx 940 \mu\text{m}$. Con estos datos podemos entonces realizar una simulación usando el software BeamPROP basándonos en la estructura que muestran las figuras 5.1.a y 5.1.b y verificamos que la formación de la autoimagen del campo de entrada sea a la longitud L que se había estimado (fig. 5.2.a). Al realizar un escaneo a diferentes longitudes de onda de entrada desde 1460 nm hasta 1580 nm, se obtiene la forma del espectro que le corresponde a la guía MMI a primera imagen (fig. 5.2.b). Como se muestra, se tiene una longitud de onda central de aproximadamente 1512 nm y con un ancho de banda espectral de 70 nm, el cual resulta bastante amplio. Ahora, es posible hacer otras simulaciones variando el índice de refracción del medio que envuelve la guía.



*Figura 5.2.- a) Simulación de la guía MMI primera imagen de 940 μm y
b) Respuesta espectral monitoreada (en μm).*

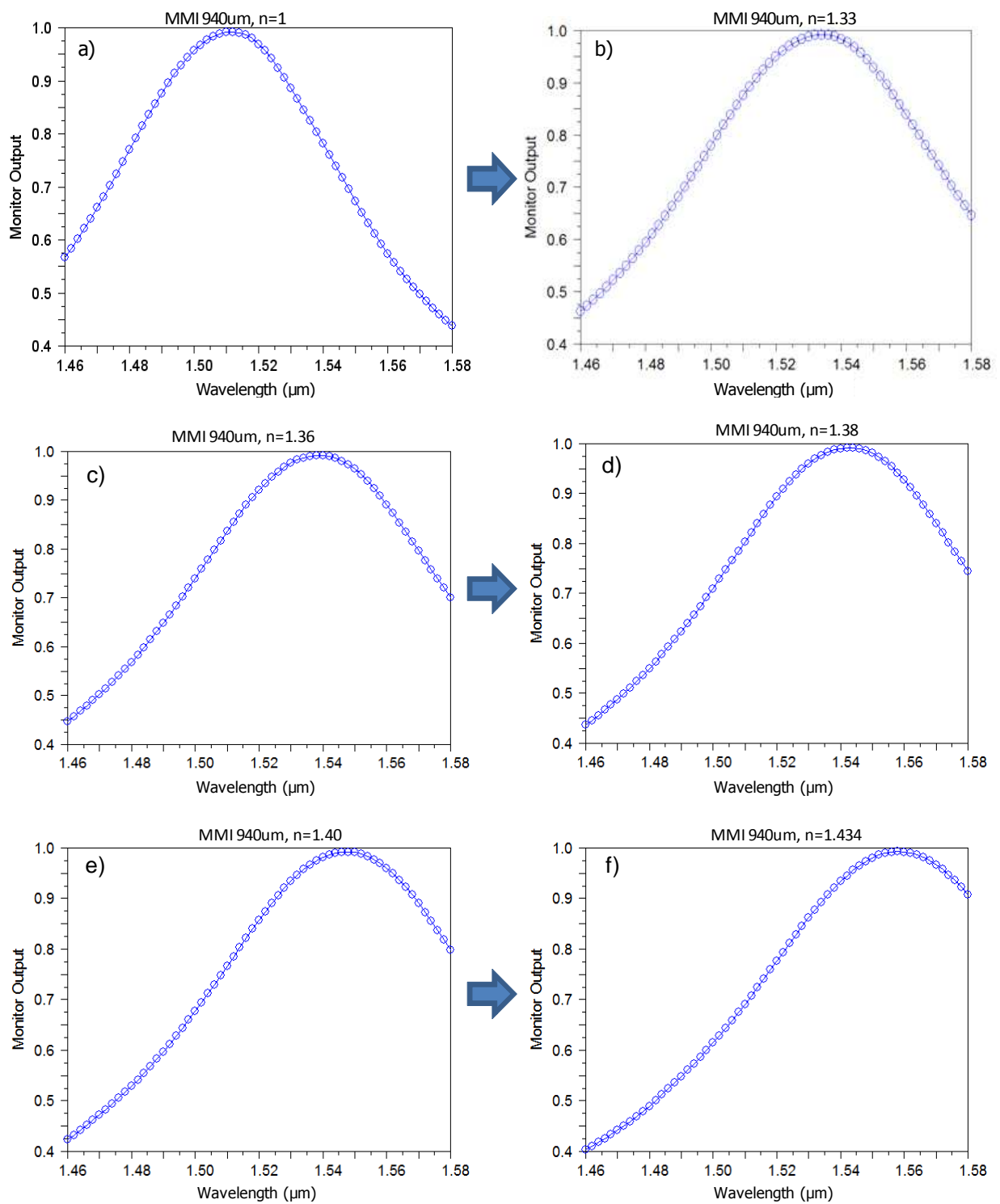


Figura 5.3.- Simulaciones de la respuesta espectral de la guía MMI a primera imagen para diferentes índices de refracción.

Como en la primera simulación (fig. 5.3.a) consideramos un índice de refracción que corresponde al del aire ($n=1$), entonces incrementamos este valor partir del índice de refracción del agua que es de $n = 1.33$ (fig. 5.3.b). Tal como se muestra en las figuras 5.3.c, 5.3.d y 5.3.e, se realizan otras simulaciones tomando en cuenta índices de refracción mayor ($n=1.36$, $n=1.38$, $n= 1.40$) hasta un valor de $n=1.434$, que corresponde al índice de refracción del Glicol Etileno. Aquí podemos observar claramente el desplazamiento de la respuesta espectral del dispositivo hacia longitudes de onda mayores, y es precisamente lo que se esperaba de acuerdo al resultado obtenido con los dispositivos MMI de fibra óptica.

4.2.1.- Fabricación de Guías MMI

Una vez diseñadas las guías de onda, estas se fabrican colocando fotoresist SU-8 sobre una oblea de Silicio (fig. 5.4.a) en la cual se había depositado previamente una capa de $4 \mu\text{m}$ de Oxido de Silicio (SiO_2). Esta capa es lo suficientemente gruesa para que, debido a la diferencia de índices de refracción, la luz que viaja a través de la guía MMI (núcleo) no se acople hacia la oblea de Silicio. Las guías se fabrican usando un método similar al de fabricación de microcanales descrito en el Apéndice 2, es decir que se tienen algunas variantes, aunque el proceso de limpieza de la oblea es el mismo. Aquí se usa el SU-8 2, el cual tiene muy baja viscosidad y permite obtener una capa uniforme de $1.5 \mu\text{m}$ (2500 rpm por 30 segundos), de manera que la muestra solo necesita calentarse en el instrumento "Hot-Plate" a una temperatura de $65 \text{ }^\circ\text{C}$ por un minuto, seguido de $95 \text{ }^\circ\text{C}$, también por un minuto. Después de enfriarse, la muestra se coloca en la alineadora de mascarillas (Mask Aligner) y se expone a la luz ultravioleta (365 nm) por 1 minuto (fig. 5.4.b). La mascarilla fue diseñada con varias guías de onda MMI a primera imagen teniendo como base una longitud L de $980 \mu\text{m}$, que sería la longitud óptima, y de aquí se colocan dos guías con menor longitud y dos guías con mayor longitud. Esto se realiza para tomar en consideración posibles errores de fabricación, y compensar los mismos. Por ejemplo, si durante el proceso de fabricación el ancho del MMI óptimo ($980 \mu\text{m}$) resulta menor, entonces se requiere un MMI con una longitud menor ($940 \mu\text{m}$), la

cual se tiene ya fabricada. Las guías MMI que contiene la mascarilla son de 940 μm , 960 μm , 980 μm , 1000 μm y 1020 μm , como se muestra en la figura 5.4.d. En el proceso de caracterización se busca entonces el dispositivo MMI que nos dé la respuesta a primera imagen dentro del rango de longitudes de onda de nuestro laser sintonizable.

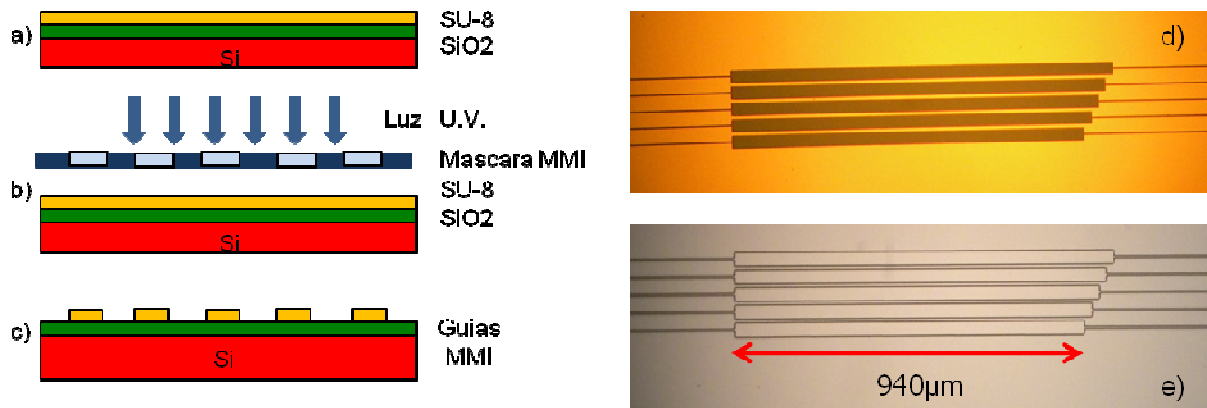


Figura 5.4.- Fabricación de un arreglo de guías MMI.

Para obtener las guías, repetimos el proceso y calentamos las muestras a una temperatura de 65 $^{\circ}\text{C}$ por un minuto seguido de 95 $^{\circ}\text{C}$, también por un minuto. Después retiramos el SU-8 que no fue expuesto a la luz U.V. sumergiendo la muestra en líquido revelador (SU-8 Developer) por un lapso de 10 a 12 segundos. Se realiza un proceso de limpieza con Isopropanol y secado con Nitrógeno, quedando únicamente la muestra con el arreglo de las guías MMI (fig. 5.4.c y fig. 5.4.e).

4.2.2.- Caracterización de una Guía MMI a Primera Imagen

Para caracterizar los dispositivos MMI usamos un arreglo similar al empleado en la sección 3.2.1 (fig. 5.5), en donde se tiene un laser sintonizable (HP/Agilent 8164A) con un rango de sintonización de 1460 nm hasta 1580 nm conectado al multímetro digital de precisión (Keithley 2000). Ambos equipos están controlados por computadora y comunicados mediante cables con protocolo de comunicación GPIB (IEEE-488), lo que permite transferir datos de forma sincronizada, bidireccional y de manera compatible.

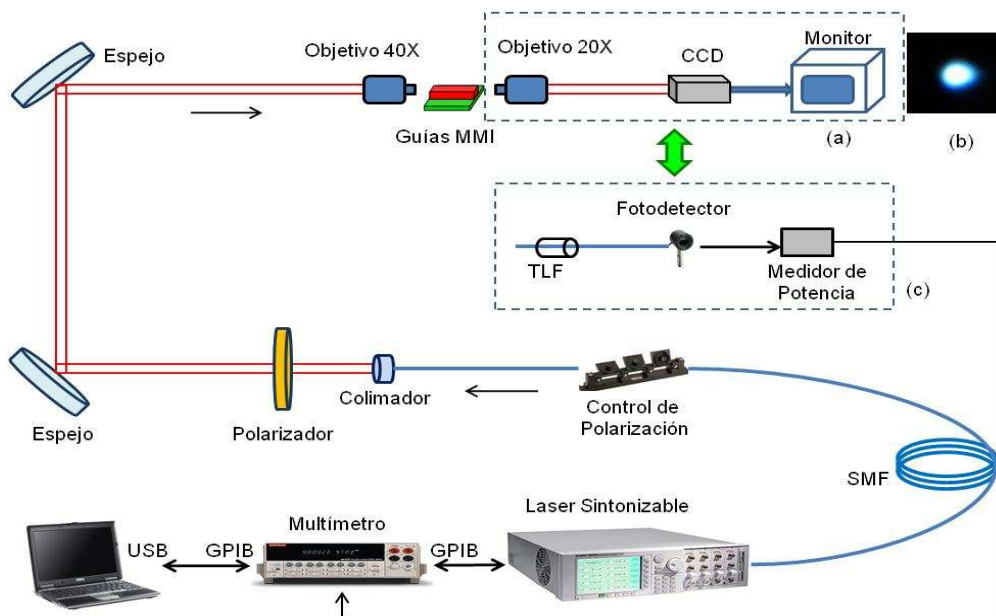


Figura 5.5.- Arreglo para caracterizar las guías MMI.

Para enviar la luz hacia la guía, la fibra óptica SMF pasa a través de un controlador de polarización y se empalma con un colimador de haz. La luz de salida pasa por un polarizador lineal y es dirigida con espejos hacia un objetivo de microscopio de 40x de amplificación. Este arreglo se debe a que las guías de entrada y/o salida han sido diseñados para guiar solo el modo fundamental ($Ex_{0,0}$), y por lo tanto se debe de tratar al máximo que la luz de entrada que se va a acoplar a estas guías este polarizada linealmente. Aunque hay varias formas para acoplar la luz en una guía de onda óptica, en nuestro caso usamos un acoplamiento por el borde, es decir que la luz se enfoca directamente sobre la orilla de la guía usando un objetivo de microscopio (fig. 5.5.a y 5.6.a). Para facilitar este enfoque se usa un laser visible y después se sustituye por el laser sintonizable. Este laser primero se fija a la longitud de onda con la cual se diseñaron las guías MMI, por ejemplo para la guía de $940 \mu\text{m}$ se tiene $\lambda = 1510 \text{ nm}$. La luz que pasa a través de dichas guías se recupera con otro objetivo de microscopio y se envía hacia una cámara CCD. La imagen de la luz guiada se observa en un monitor (fig. 5.5.b). Los objetivos de microscopio están montados en bases con movimiento micrométrico en los ejes (x, y, z). Ahora, tal como se muestra en las figuras 5.5.c y 5.6.a, simplemente hay que sustituir el objetivo de microscopio de salida por una fibra

SMF 9/125 que tiene una lente integrada (Tapered Lensed Fiber, TSMJ-12857). Esta fibra tiene un diámetro de "Spot" de $5\ \mu\text{m}$ ($\pm 0.5\ \mu\text{m}$) y una distancia de trabajo de $26\ \mu\text{m}$ ($\pm 3\ \mu\text{m}$). La medición se hace con un fotodetector infrarrojo (Newport 818-IR) y que a su vez, está conectado al multímetro de precisión. Ahora, por medio de la interfaz en LabView se le indica al laser sintonizable que realice una emisión desde $1460\ \text{nm}$ hasta $1580\ \text{nm}$. Las mediciones hechas por el multímetro (al terminar el escaneo del laser), se envían hacia la computadora, de manera que se tiene la respuesta espectral del dispositivo. El resultado es el que se muestra en la figura 5.6.b, que corresponde a la respuesta espectral de la guía MMI de $940\ \mu\text{m}$, que al compararla con la simulación encontramos una gran similitud en la forma del espectro, de manera que el diseño y la fabricación son correctos.

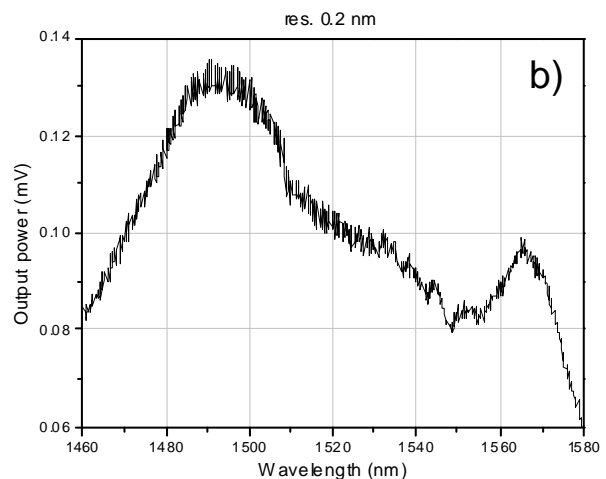
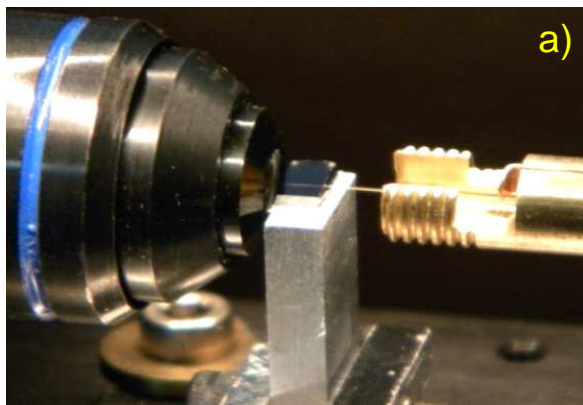


Figura 5.6.- a) Acoplamiento de la luz en la guía MMI y b) Respuesta espectral.

4.3.- Dispositivo Optofluídico MMI

La ventaja de los dispositivos integrados es que se tiene control en el diseño y se pueden modificar sus características con relativa facilidad, incrementando el número de guías MMI e integrando con otros dispositivos para mejorar y aumentar su funcionalidad. Entonces, al diseñar el dispositivo se toman en cuenta las dimensiones y se colocan varios arreglos de guías MMI en un solo dispositivo. El primer paso para desarrollar un dispositivo optofluídico consiste en hacer pruebas de sellado con microcanales en PDMS-

Vidrio (fig. 5.7.a) y se realizan pruebas de fluidos a manera que los líquidos puedan intercambiarse sin dificultad. El siguiente paso es implementar los microcanales con PDMS en una oblea de Silicio, en la cual ha sido depositada una capa de 4 μm de Oxido de Silicio (SiO_2), para obtener microcanales con PDMS- SiO_2 . Todos los experimentos se llevan a cabo con la finalidad de obtener un dispositivo similar al que se muestra en la figura 5.7.b.

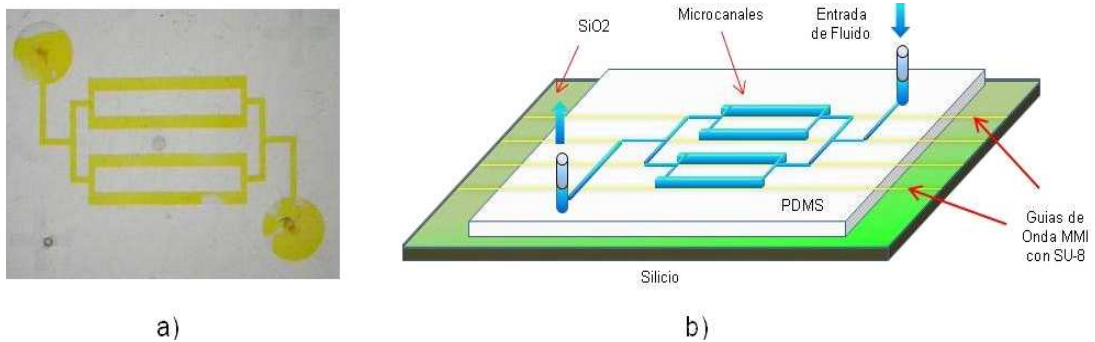


Figura 5.7.- a) Prueba de fluidos en los microcanales y b) Dispositivo propuesto.

En este esquema se tiene un conjunto de 4 arreglos de guías MMI a primera imagen colocadas en paralelo y fabricadas con SU-8, de manera que se pueden realizar varias pruebas usando el mismo chip. Las dimensiones del dispositivo son de 2.5cm de ancho por 3.5cm de longitud, con mangueras conectadas a los microcanales para intercambiar líquidos de forma continua. Dado que la fabricación de microcanales se describe en el Apéndice 2 y la fabricación de las guías MMI se describe brevemente en la sección 4.2.1 de este capítulo, ahora solo combinamos ambos procedimientos para fabricar el dispositivo propuesto (fig. 5.7.b). Es decir que al tener los microcanales en PDMS, estos solo se deben de alinear adecuadamente y sellar con una oblea que contenga el arreglo de guías MMI. Recordemos que estas guías tienen un ancho de 30 micras y una altura de 1.55 μm , de manera que se tiene finalmente el dispositivo optofluídico integrado de la figura 5.8. Para caracterizar el dispositivo se usa el mismo arreglo de la figura 5.5, solo hay que sustituir la muestra con las guías por el Chip de la figura 5.8, y realizar escaneos con el laser sintonizable sobre los dispositivos MMI. Es importante resaltar que en ninguna de las diferentes guías MMI se obtuvo la señal de MMI a primera imagen como la que se muestra en la Fig. 5.6.b.

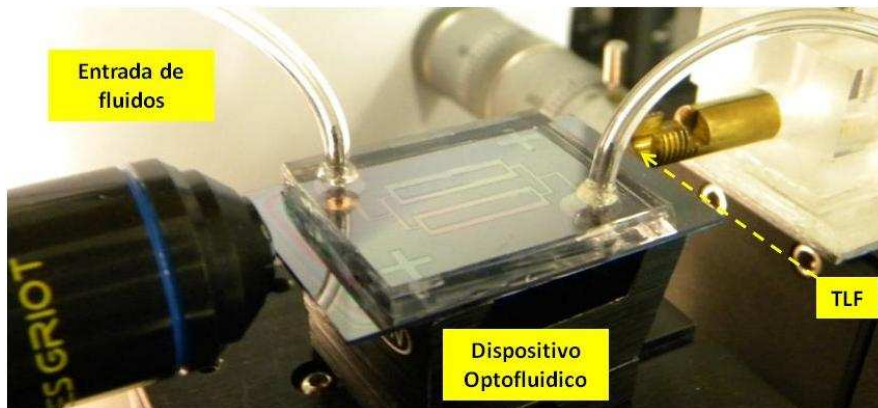


Figura 5.8.- El dispositivo integrado consiste en un conjunto de guías MMI fabricadas con SU-8 encapsuladas en un Chip de microcanales de PDMS.

Esto se debe a que se fabricó una máscara nueva, la cual es ahora mucho más grande que el área de la máscara anterior, y se tiene el inconveniente de que el fotoplotter introduce errores en las dimensiones escritas en áreas más grandes. Esto resulta en longitudes de los MMI que son diferentes a las longitudes de diseño. Este efecto no es notable en el caso de los microcanales ya que estos errores no son críticos. Debido a esto se escanearon las cuatro guías de 940 μm contenidas en el dispositivo, de manera que se obtienen cuatro señales cuya respuesta espectral se muestra en la figura 5.9.a. Aquí se puede ver que dichas señales sufren una atenuación, la cual puede deberse a que no estamos en la imagen correcta así como al hecho de que las guías monomodo son ahora mucho más largas, y por ende las irregularidades en las superficies y paredes laterales de las guías son mayores. Aunque existen diferentes causas por las cuales existen pérdidas de transmisión en una guía de onda, en general consideramos las pérdidas por esparcimiento en las superficies de la guía. Se concluyó esto después de realizar una gran cantidad de pruebas y después de hallar algunos defectos introducidos por el fotoplotter en el grabado de la mascarilla. La cantidad de luz que se pierde es un poco difícil de medir o determinar porque no se conoce con precisión la parte de la luz que realmente se acopla en la guía. Una vez tomado el espectro de referencia en aire, se procede entonces a fluir agua deionizada a través de los canales de fluido, y una vez que los dispositivos MMI son cubiertos con agua se realiza un escaneo en longitud de onda sobre los cuatro dispositivos MMI.

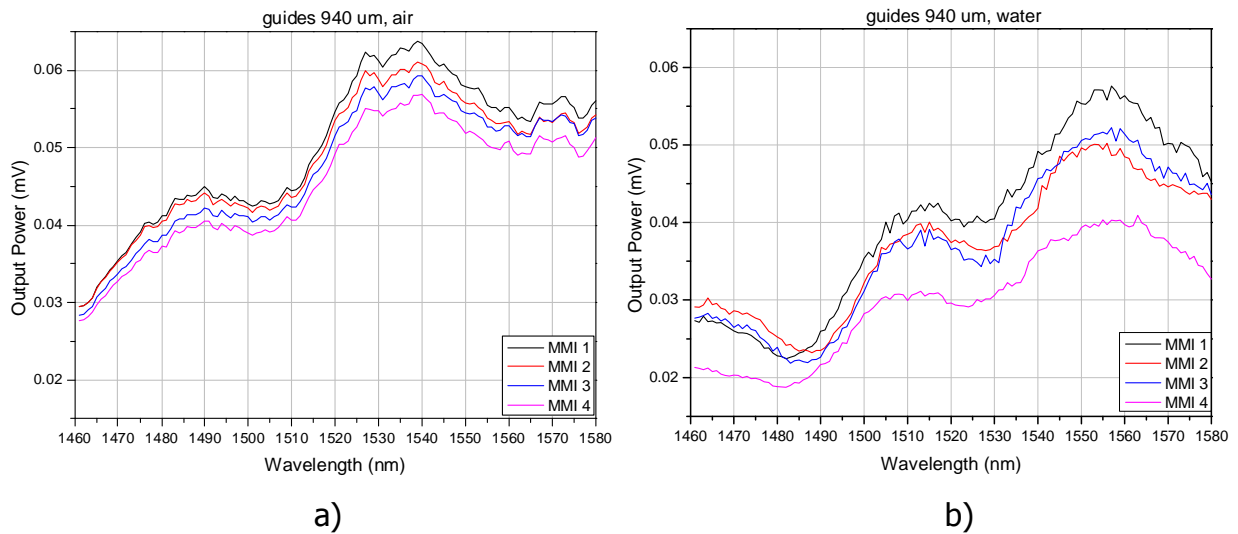


Figura 5.9.- a) Respuesta espectral de cada una de las guías MMI de 940 μm y b) Desplazamiento del espectro al introducir agua deionizada en los microcanales.

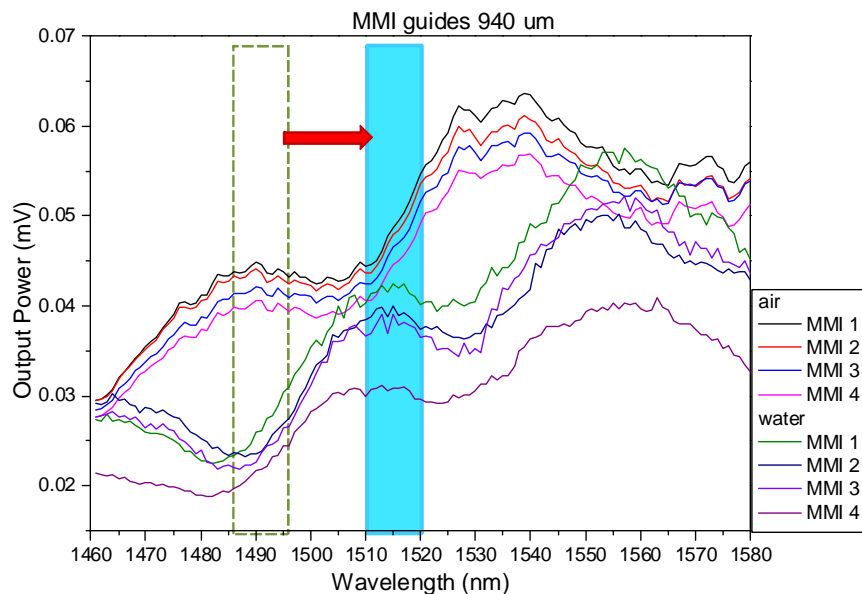


Figura 5.10.- Comparación de las respuestas espectrales de las guías de onda MMI.

Al introducir el agua deionizada en los microcanales, el índice de refracción en la superficie de las guías aumenta y los espectros se desplazan hacia longitudes de onda mayores (fig. 5.9.b). Esto es algo esperado debido a las simulaciones realizadas anteriormente (fig. 5.3.b). Comparando los resultados presentados en las graficas de la figura 5.9, es evidente que la respuesta MMI se desplaza 20 nm aproximadamente

(fig. 5.10), lo que demuestra que el dispositivo es altamente sensible a los cambios en el índice de refracción y es posible usarlo en aplicaciones de sensado de índice de refracción en líquidos. Aunque era factible usar líquidos con índice de refracción mayor, esto no se realizó debido a que no se tenía la imagen deseada. Únicamente se corroboró que el dispositivo realizara la función de sensado. Apoyándonos en los resultados de las simulaciones mostradas en la figura 5.3, podemos decir que el funcionamiento del dispositivo es adecuado, cumpliendo con el objetivo de este capítulo.

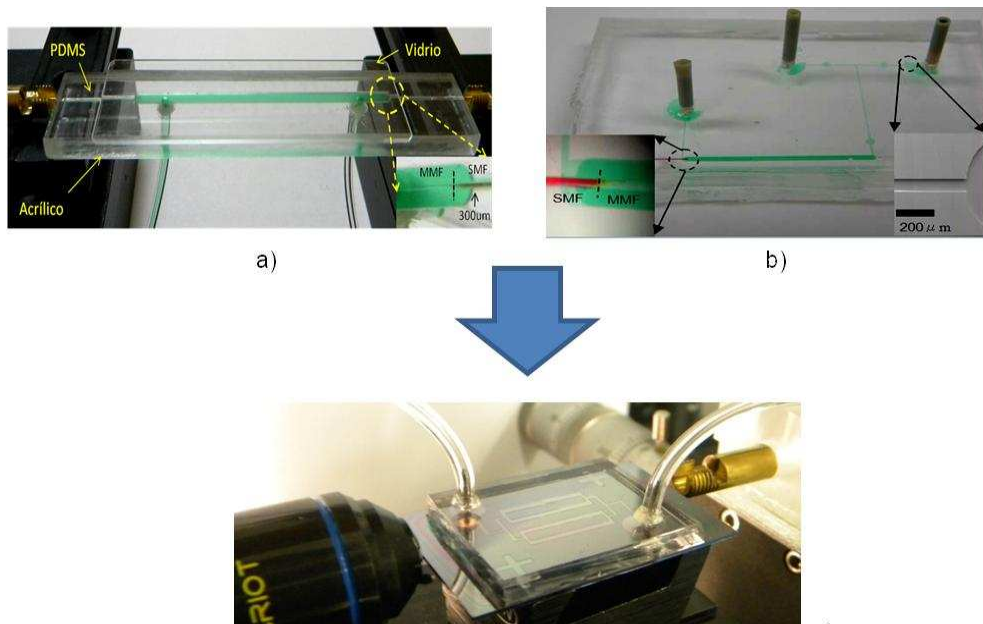


Figura 5.11.- Dispositivos optofluídicos basados en fibra óptica en a) cuarta imagen, b) primera imagen y c) dispositivo optofluídico integrado.

Aunque el dispositivo es relativamente barato y fácil de fabricar, es claro que para mejorar la respuesta espectral de las guías MMI se requiere el contar con una mascarilla comercial donde las dimensiones sean las calculadas en las simulaciones. Durante el desarrollo de este trabajo se han empleado materiales tales como el PDMS y el SU-8, con lo que hemos diseñado, implementado y caracterizado novedosos dispositivos MMI basados en fibra óptica a cuarta imagen (fig. 5.11.a) y a primera imagen (fig. 5.11.b), de manera que finalmente ha sido posible trasladar esta idea hacia un dispositivo integrado MMI (fig. 5.11.c), por lo que el objetivo principal de esta tesis se ha cumplido y finalizando satisfactoriamente.

CAPITULO 5

Conclusiones

- En esta tesis se han desarrollado dispositivos optofluídicos basados en el efecto de interferencia multimodal, de manera que su respuesta óptica puede modificarse mediante el simple intercambio de líquidos con diferente índice de refracción. Para lograr esto, se realizó una extensa investigación con respecto a los métodos de fabricación de dispositivos microfluídicos, de forma que se escogieron los materiales más adecuados y de menor costo. Dependiendo de las características de los dispositivos MMI, se diseñaron diferentes configuraciones de microcanales empleando acrílico, PDMS y SU-8.
- En la primera parte del proyecto se implementaron y caracterizaron dos sensores MMI optofluídicos basados en fibra óptica. El dispositivo MMI a cuarta imagen fue encapsulado con diferentes materiales (acrílico-PDMS-Vidrio) y tiene un ancho de banda espectral de aproximadamente 12 nm, por lo que es más sensible a los cambios en longitud de onda, de tal manera que la detección se realiza midiendo los desplazamientos mencionados. En el dispositivo MMI a primera imagen las mediciones se realizan por medio de la intensidad transmitida, debido a que el ancho de banda espectral es más grande y es casi 3 veces de menor intensidad en comparación al sensor a cuarta imagen, por lo tanto es menos sensible a los cambios en longitud de onda, pero tiene la ventaja de ser un dispositivo más pequeño y robusto, pudiéndose encapsular con mayor facilidad en un chip de PDMS. Como se mencionó en el capítulo correspondiente, la precisión en las mediciones dependen del multímetro digital, que tiene una resolución de $\pm 0.1\mu V$, por lo que se estima una sensibilidad de 1×10^{-5} , lo cual es comparable a la resolución de algunos sensores

infrarrojos que se basan en rejillas de Bragg (FBG-based RI sensor). La diferencia clave entre estos sensores con los desarrollados en esta tesis es que no requerimos grabar ninguna rejilla. Es decir, solo necesitamos cortar correctamente una sección de fibra No-core a la longitud de onda deseada y empalmarla entre dos secciones de SMF, siendo su fabricación muy sencilla y de bajo costo. Además, no requieren de ningún elemento adicional o de alguna película especial para realizar la detección, y siendo prácticamente inmunes a cualquier interferencia electromagnética, pueden usarse en cualquier tipo de ambiente.

- Una vez finalizados estos experimentos, y debido a que existen muy pocos dispositivos con microcanales en donde se encuentren integrados dispositivos fotónicos, se fabricó una primera versión de un chip optofluídico integrado MMI teniendo como base un conjunto de guías MMI con SU-8. El diseño de las guías y de los microcanales es satisfactorio y el método de fabricación es completamente reproducible. La respuesta espectral de las guías MMI caracterizadas en el dispositivo integrado es muy similar al de los dispositivos en fibra, mostrando un desplazamiento hacia longitudes de onda más grandes. Aunque las pérdidas por dispersión son evidentes en la respuesta espectral, este inconveniente se puede solucionar con una mascarilla comercial. Por lo tanto, únicamente se corroboró que el dispositivo realizara la función de sensado empleando agua deionizada, y no se realizaron pruebas con líquidos de índice de refracción mayor debido a que no se tenía la imagen deseada en las otras guías MMI.
- Como los dispositivos desarrollados (integrado y fibra óptica) exhiben propiedades espectrales interesantes, estos pueden emplearse como sensores de índice de refracción (refractómetros) de tal manera que si se usa una configuración adecuada con varios sensores, es posible obtener mediciones multiplexadas utilizando dispositivos optofluídicos MMI con una respuesta espectral a diferente longitud de onda, de manera que es posible aplicarlos para detectar concentraciones muy bajas de sustancias bioquímicas (líquidos) en diagnósticos clínicos, para el monitoreo de toxinas y contaminantes presentes en el agua o en el medio ambiente, entre otros.

Apéndice 1

A1.1.- Ejemplo de un Sistema Microfluidoico

Para tener una mejor idea de estos sistemas se menciona el trabajo reportado por X. Gong y W. Wen [6], en donde se tiene una tarjeta de control y detección de fluido (fig. A1.1.a) con un chip de microcanales fabricados con PDMS. En este ejemplo, lo que se detecta es un cambio de capacitancia que se induce debido a un cambio de la constante dieléctrica entre una gota de aceite y el fluido que la transporta (agua), la detección eléctrica se realiza con un arreglo de electrodos integrados colocados en paralelo a lo largo de los microcanales (fig. A1.1.b). De esta forma, es posible detectar pequeñas variaciones de capacitancia cuando cada gota de aceite pasa entre los electrodos (fig. A1.1.c). Para más detalles se puede consultar la referencia [6] del capítulo 1.

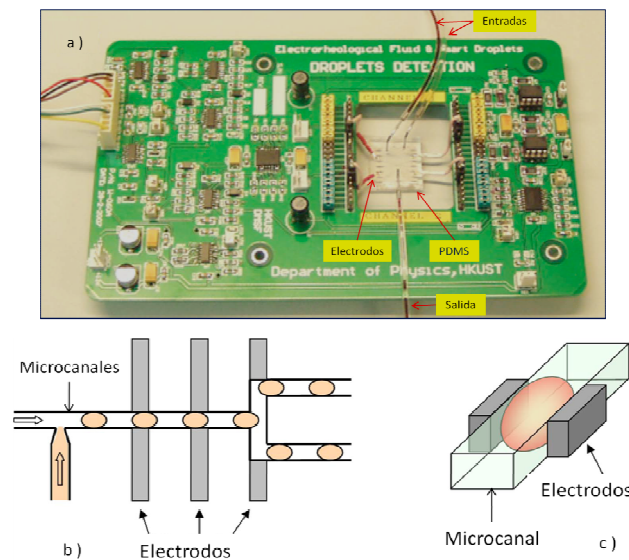


Figura A1.1.- Tarjeta para detección de cambios de capacitancia.

A1.2.- Ejemplo de un Dispositivo Optofluídico

Un ejemplo ilustrativo de sintonización optofluídica es el que se muestra en la figura A1.2 y corresponde a un laser de colorantes con retroalimentación distribuida (distributed feedback, DFB) fabricado en un chip de PDMS y reportado en las referencias [10, 11] del capítulo 1. Tiene en un microcanal, una rejilla de Bragg a una longitud de onda aproximada de 570 nm y es bombeado por un laser pulsado de Nd:YAG. El medio de ganancia es rodamina 6G o Rhodamina 101 en una mezcla de metanol y glicol-etileno (Ethylene-Glycol), mediante el intercambio entre las Rhodaminas 6G y 101 se proporciona una sintonización cercana a los 30 nm, y combinando esto con un movimiento mecánico se puede alcanzar una sintonización de hasta 60 nm. Para los fines de esta sección, estos ejemplos solo fueron útiles para mostrar como es que diferentes dispositivos ópticos, electrónicos y microfluídicos pueden integrarse en un solo sistema y así, obtener ciertas mediciones las cuales son más difíciles de realizar por medios ópticos convencionales.

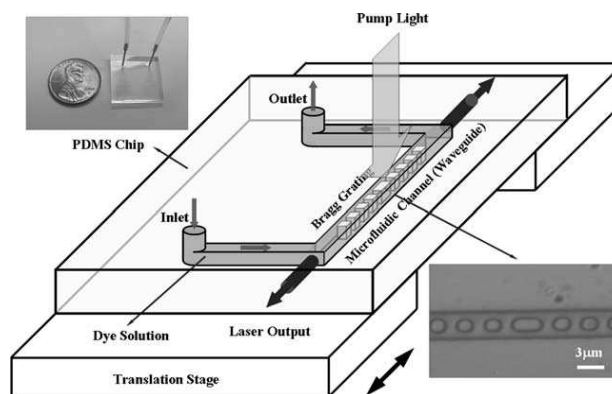


Figura A1.2.- Laser de colorantes optofluídico fabricado en un chip de PDMS.

Apéndice 2

A.2.1.- Molde Maestro

El Polidimetilsiloxano (PDMS) es el material más usado en la implementación de dispositivos optofluídicos debido a que es posible obtener estructuras de microcanales muy complejas. La fabricación de estos dispositivos necesariamente debe hacerse en un ambiente controlado para evitar al máximo la contaminación en las superficies, es decir, se requiere el uso de un cuarto limpio (clean room). Considerando los dispositivos microfluídicos, se pensó en la fabricación en un chip de prueba con varios microcanales para el intercambio de líquidos de manera rápida y eficiente (fig. A2.1). El chip es fabricado usando un "molde maestro" como base para obtener varias replicas a partir de un mismo dispositivo. Este molde maestro se obtiene siguiendo el proceso que se explica en la sección 1.2 del capítulo 1.

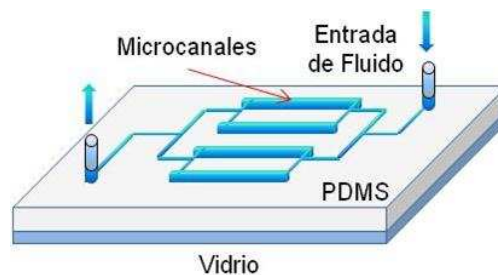


Figura A2.1.- Estructura de los microcanales.

El primer paso es realizar un proceso de limpieza para la oblea de Silicio con alcoholes (Acetona, Metanol, Isopropanol) y secado con Nitrógeno, respectivamente. Después se coloca la oblea en el instrumento "Hot-Plate" a una temperatura de 95 °C por 2 minutos para deshidratarla, se retira y se deja enfriar a temperatura ambiente (fig. A2.2.a). Para obtener un molde con canales de 70 µm de altura, se coloca la oblea en el instrumento

"Spin Coater P-6000" y se ajusta el control de revoluciones para que proporcione 3000 rpm por un tiempo de 30 segundos. Se vierte el fotoresist SU-8 (2075) de manera que cubra toda la superficie de la oblea (fig. A2.2.b). Como paso final se acciona el instrumento, y esto deja una capa uniforme de SU-8 sobre la oblea.

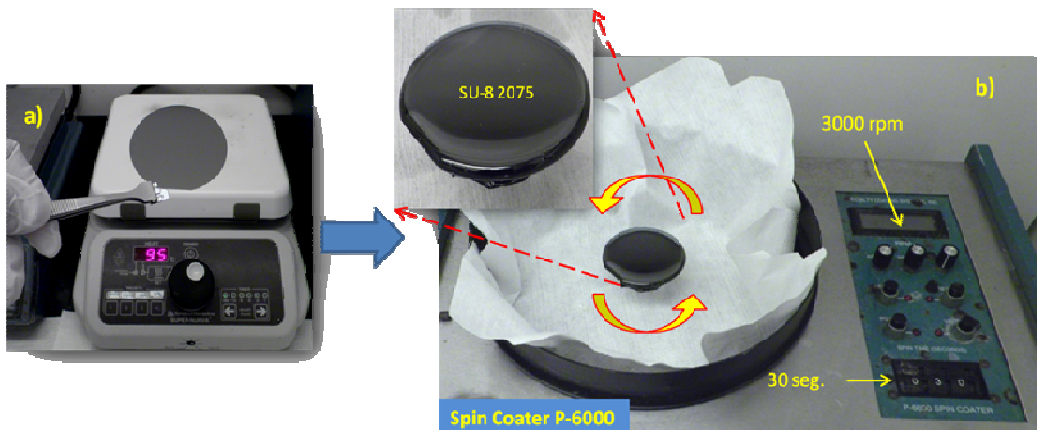


Figura A2.2.

El siguiente paso es hacer un calentado suave (Softbake) a la muestra para evaporar solventes contenidos en el fotoresist. Se coloca la muestra en el hot-plate a 65⁰C por 3 minutos y se retira para enfriar a temperatura ambiente. Después se calienta nuevamente a 95 ⁰C por 9 minutos. Terminado este proceso, se coloca una mascarilla con los canales diseñados en la alineadora (Mask Aligner). Se realiza una exposición con luz ultravioleta a 365 nm (U.V.) por un tiempo de 25 segundos (fig. A2.3). Se retira la muestra de la alineadora y se hace otro calentamiento (Postbake) a 65 ⁰C por 1 minuto, e inmediatamente se incrementa la temperatura a 95 ⁰C por 5 minutos.

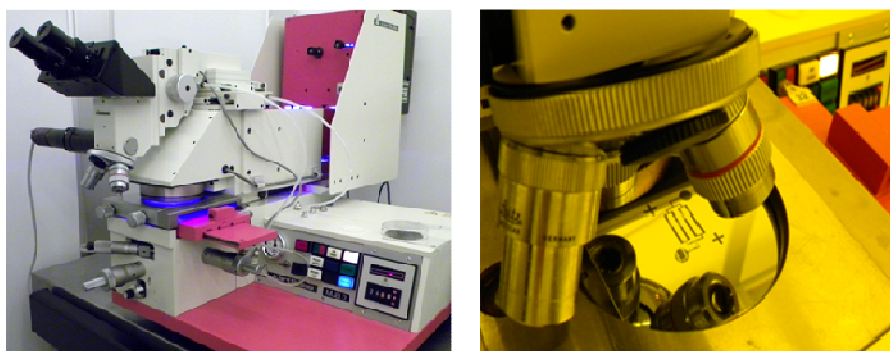


Figura A2.3.- Mask Aligner

Ahora se coloca líquido revelador para SU-8 (MicroChem's SU-8 developer) en un recipiente de vidrio y se sumerge la muestra con los canales. El tiempo de revelado para este caso es de 10 a 12 minutos. La muestra se enjuaga con isopropanol por 10 segundos y se seca con nitrógeno. Si queda alguna mancha o residuo de color blanco, se repite el proceso sumergiendo la muestra en el revelador por lapsos de 30 segundos hasta que los residuos desaparezcan. Finalmente, se coloca la oblea en el hot-plate a 95°C, se incrementa la temperatura hasta alcanzar 190 °C y se deja por 20 minutos. Después, se disminuye la temperatura a 150°C y se retira la muestra de inmediato, dejando enfriar a temperatura ambiente. La oblea con los microcanales en SU-8 se muestra en la figura A2.4. a. Se hace una revisión del molde maestro en el microscopio (fig. A2.4 b), se mide la altura en el perfilómetro (Alpha Step) en varias secciones del canal y se obtiene una altura de 71µm aproximadamente (fig. A2.4.c).

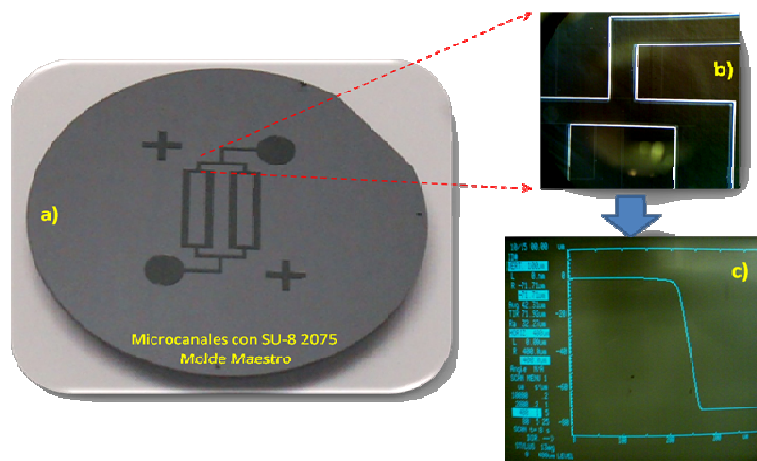


Figura A2.4.- Molde Maestro con SU-8

A.2.2.- Preparación de PDMS

El Polidimetilsiloxano (PDMS) usado es Sylgard 184 Dow Corning. Consiste de un compuesto base y un compuesto de curado, los cuales se mezclan a razón de 10:1, es decir, si agregamos 100 gr. de compuesto base, la cantidad de compuesto de curado debe ser de 10 gr. En este caso en particular se agregó 10 gr. de compuesto base y 1 gr. de compuesto de curado. La mezcla se realiza en un recipiente de plástico con una pipeta por un tiempo aprox. de 3 a 5 minutos. Esta mezcla se vierte sobre el molde

maestro (fig. A2.5.a), se coloca una tapa y se deja de 20 a 30 minutos hasta que desaparezcan las burbujas que se formaron durante el mezclado y el PDMS quede uniforme. Para finalizar el proceso, la muestra se calienta a 85 °C por un lapso de 90 minutos. Después de este tiempo, la muestra se deja enfriar y van a estar lista para el siguiente paso que consiste en separar los microcanales del molde y sellarlos con una base de vidrio (fig. A2.5.b).

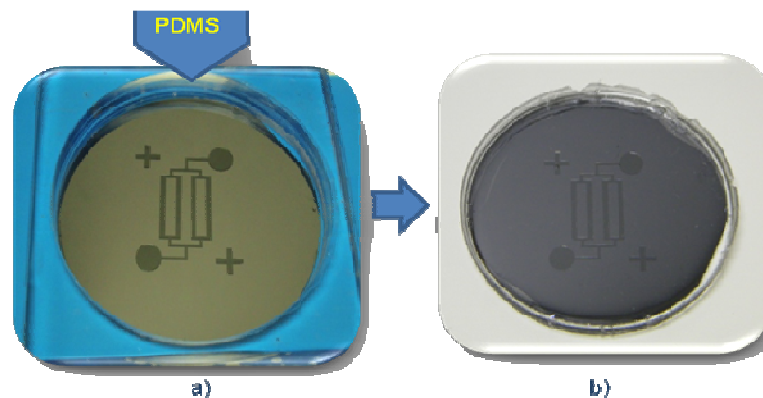


Figura A2.5.

A.2.3.- Sellado de Microcanales

Una vez que se tiene el molde maestro con SU-8 y los microcanales con PDMS, estos se separan del molde (fig. A2.6.a), cortamos el PDMS de manera que pueda ser alineado con la muestra de vidrio y perforamos los orificios para los conectores metálicos por donde vamos a introducir los fluidos al dispositivo. Retiramos el sobrante de PDMS y se introducen a la cámara R.I.E. (Reactive Ion Etching) junto con el material con el que se va a sellar (vidrio, SiO₂ o PDMS). La cámara R.I.E. (figura A2.7) consiste de una cámara de vacío cilíndrica controlada por computadora, cuya base está aislada eléctricamente del resto del equipo, y con la cual es posible aplicar un plasma de oxígeno (fig. A2.6.b). Siguiendo los procedimientos para el uso de este equipo, cargamos el programa *descum.pcr* para aplicar una mezcla de gases (plasma de oxígeno) a las muestras. La mezcla de gases entra por pequeños orificios ubicados en la parte interna superior de la cámara y salen por la parte interna inferior por medio de una bomba de vacío.

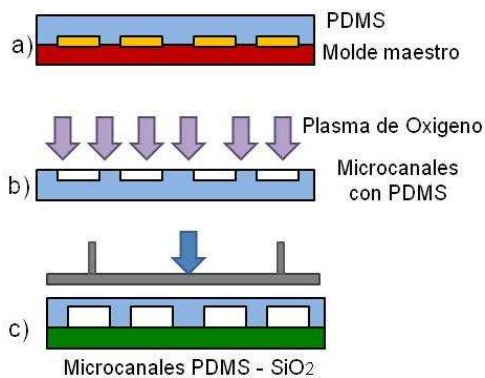


Figura A2.6.



Figura A2.7.

La presión del gas en el interior de la cámara se mantiene en el rango de militorrs. El plasma se genera mediante un campo magnético que oscila a una frecuencia de entre 13 y 14 Megahertz (radiofrecuencia). Finalizado el programa *descum.pcr*, seguimos los procedimientos para abrir la cámara del R.I.E. por pérdida de vacío, extraemos los canales procurando no contaminar las superficies expuestas, los alineamos y unimos con la muestra a sellar (en este caso es vidrio). Ahora llevamos las muestras a una prensa para aplicar un peso aproximado de 1.235Kg. de 12 a 15 minutos sobre un hot-plate a 95 °C (fig. A2.6.c). Transcurrido este tiempo retiramos los microcanales de la prensa y dejamos enfriar a temperatura ambiente. Desde que separamos los canales del molde maestro hasta que unimos los canales después del plasma se tiene un lapso de tiempo máximo de 10 minutos, transcurrido este tiempo, el PDMS no se va a sellar adecuadamente y, en principio, solo se tiene una oportunidad.

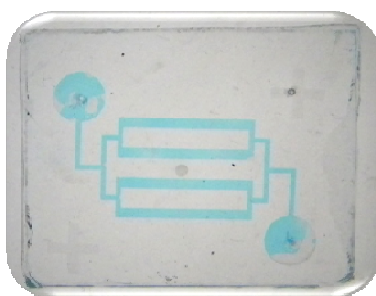


Figura A2.8.- Pruebas con fluidos.

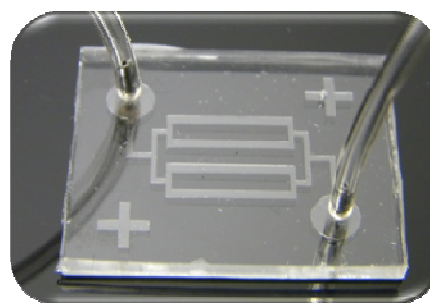


Figura A2.9.- Microcanales en PDMS-Vidrio.

Nosotros desarrollamos un proceso por medio del cual podemos remover una pequeña capa de PDMS, y de esta forma reactivar de nueva cuenta el PDMS y tener multiples oportunidades para pegar adecuadamente los microcanales. Antes de colocar los conectores con las mangueras, se realizan pruebas con fluidos para verificar la facilidad con la que se desplazan los líquidos dentro de los microcanales (fig. A2.8). Finalmente, si las pruebas son satisfactorias, procedemos a colocar y sellar los conectores metálicos con las mangueras para obtener finalmente los microcanales PDMS-Vidrio, los cuales se muestran en la figura A2.9, recordando que el PDMS puede sellarse a otras superficies (SiO_2 o PDMS) de manera permanente.

A.2.4.- Referencias

1. Marc J. Madou, "Fundamentals of Microfabrication, the Science of Miniaturization", Second Edition, CRC Press, 2002.
2. Nam-Trung Nguyen, Steven T. Wereley, "Fundamentals and Applications of MicroFluidics", Second Edition, Artech House Inc., 2006.

Apéndice 3

A.3.1.- Fibras Ópticas

Una fibra óptica es un filamento cilíndrico de vidrio o plástico, en donde la luz que incide, se confina y se propaga de un extremo al otro con base al fenómeno de reflexión total interna. En la figura A3.1 se muestra el corte transversal de una fibra óptica monomodo para comunicaciones [1,5], donde es posible observar la estructura de las capas que la conforman. El núcleo y el revestimiento son los elementos básicos de la fibra óptica, mientras que el recubrimiento de plástico sólo es una envoltura para protección mecánica. Si el índice de refracción del núcleo es mayor que el del revestimiento se asegura la propagación de la luz a lo largo del núcleo de la fibra óptica. Para asociar el fenómeno de la reflexión total interna a la propagación de un haz luminoso dentro de ella se considera una fibra óptica con índice de refracción n_1 en el núcleo y n_2 en su revestimiento, de tal forma que $n_1 > n_2$ y un medio externo con índice de refracción n_0 que rodea a la fibra. La luz se propagará en el núcleo por reflexión total interna en la frontera del núcleo y revestimiento como se muestra en la figura A3.2 [5].

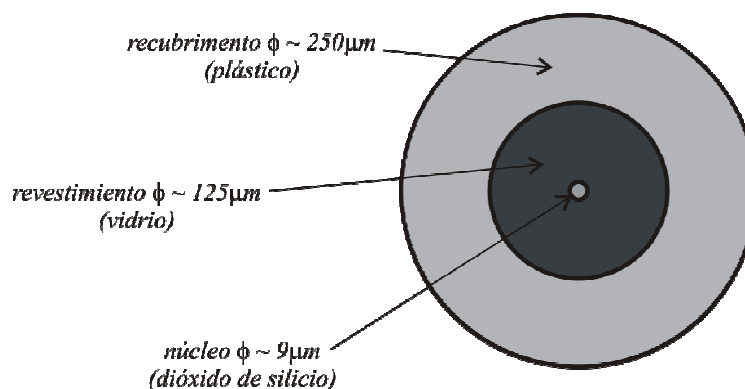


Figura A3.1.- Sección transversal de una fibra óptica típica monomodo.

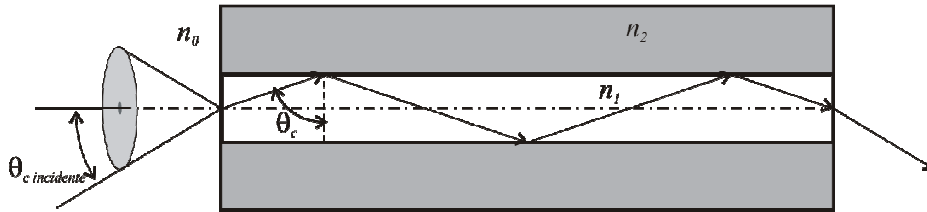


Figura A3.2.- Trayectoria de propagación de un rayo de luz dentro de una fibra óptica por reflexión total interna.

Cuando un rayo exterior incide desde el medio externo con un ángulo crítico $\theta_{c\text{ incidente}}$, se propagará de un extremo al otro, reflejándose en la frontera entre el núcleo y el revestimiento con un ángulo crítico θ_c . El *ángulo crítico* θ_c al interior de la fibra se expresa con la siguiente ecuación

$$n_1 \sin(\theta_c) = n_2 \quad (\text{A.3.1})$$

De manera que la ecuación que involucra al ángulo crítico θ_c y el medio exterior es

$$n_0 \sin(\theta_c) = n_1 \sin(90 - \theta_c) \quad (\text{A.3.2})$$

Al relacionar las ecuaciones A.3.1 y A.3.2 es posible obtener una expresión que determina la *abertura numérica* en una fibra óptica [5]

$$NA = n_0 \sin(\theta_c) = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (\text{A.3.3})$$

La *abertura numérica específica* el ángulo incidente máximo medido desde un medio externo para el cual se asegura la propagación en el núcleo por reflexión total interna. La diferencia entre los índices de refracción del núcleo y el revestimiento de una fibra óptica es pequeño y se define como $\Delta = (n_1 - n_2)/n_2$. Si se considera que $n_1 \approx n_2$, la ecuación A.3.3 se puede expresar como [5]

$$NA \approx n_1 \sqrt{2\Delta} \quad (\text{A.3.4})$$

Ahora, una fibra óptica es un medio de transmisión imperfecto e introduce pérdidas, las cuales reducen la potencia de la señal que llega receptor óptico y limitan la distancia máxima de transmisión. La constante de atenuación α_{att} expresa la relación entre las

potencias de entrada P_{ent} y salida P_{sal} en una fibra óptica. Si la longitud es de L kilómetros, la constante de atenuación, en decibeles por kilómetro, se expresa como [2,5]

$$\alpha_{dB/km} \approx -\frac{2.3}{L} \log_{10} \left(\frac{P_{sal}}{P_{ent}} \right) \quad (A.3.5)$$

Las pérdidas totales provienen principalmente de tres factores: esparcimiento Rayleigh, absorción e imperfecciones en el material. El esparcimiento Rayleigh es el principal factor de pérdidas y es debido a las partículas presentes en el material de la fibra cuyo tamaño es menor a la longitud de onda que se propaga en el núcleo. La luz no es absorbida por estas partículas sino desviada en diferentes direcciones. El esparcimiento Rayleigh es proporcional a λ^{-4} y disminuye rápidamente con la longitud de onda.

A.3.2.- Modos de Propagación

El número de modos que se pueden propagar en una fibra depende de la longitud de onda y del tamaño, de la forma y la naturaleza del material con el que está construida. En una fibra óptica el factor dominante es el diámetro del núcleo. En la figura A3.3 se describe la propagación de la luz en de una fibra óptica mediante el modelo de rayos, donde la luz es completamente reflejada en la frontera núcleo-revestimiento y con ello confinada en el núcleo.

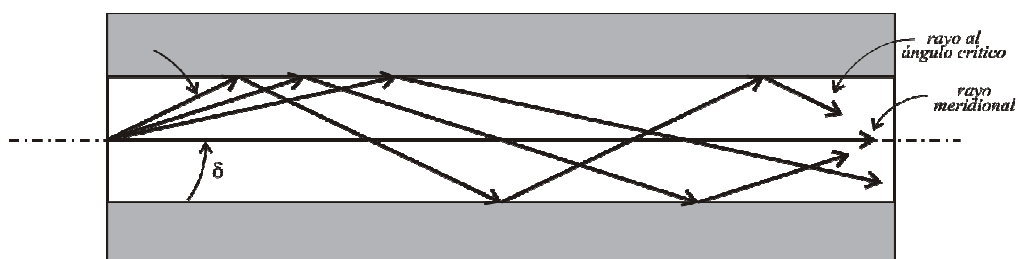


Figura A3.3.- Diferentes modos de propagación en una fibra óptica. El modo de orden cero corresponde al rayo meridional (eje óptico) y el orden mayor al del rayo que coincide con el ángulo crítico.

Sin embargo, el modelo ondulatorio de la propagación de la luz en de la fibra predice que una pequeña fracción de luz se extiende más allá del núcleo, penetrando en el revestimiento, como se esquematiza en la figura A3.4 [5]. Ahí se muestran los tres modos de propagación de orden más bajo. La luz penetra una corta distancia dentro del revestimiento, permaneciendo la mayor parte de la energía en el núcleo y definiéndose el diámetro de campo modal, el cual es un poco mayor al diámetro físico del núcleo en las fibras monomodo [3].

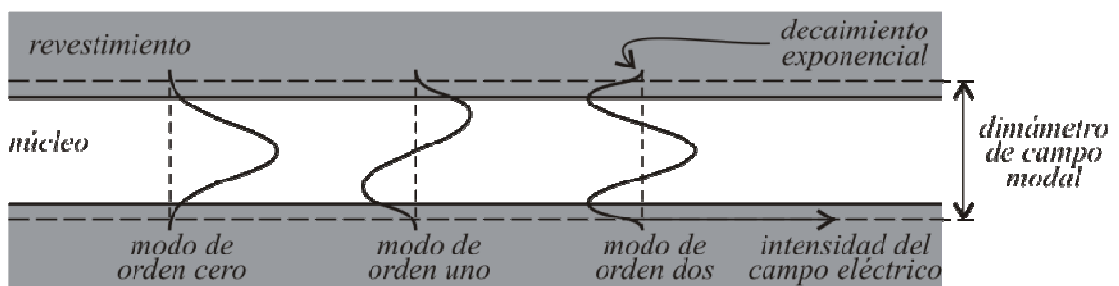


Figura A3.4.- Modos de propagación en una fibra monomodo.

Las fibras monomodo permiten la propagación de un solo modo. Las fibras multimodo pueden propagar modos de orden mayor. El núcleo de una fibra óptica puede soportar un gran número de modos simultáneamente, aumentando su número conforme se incrementa el diámetro del núcleo. El número de modos N_m que se pueden propagar en una fibra óptica depende de la apertura numérica NA , así como del diámetro del núcleo D y la longitud de onda de la luz λ . En el caso de una fibra óptica de índice escalonado, el número de modos que se pueden propagar es

$$N_m = \frac{1}{2} \left(\frac{\pi D \times NA}{\lambda} \right)^2 \quad (A.3.5)$$

Los modos que están por encima del número establecido en la ecuación A.3.5 solo pueden propagarse distancias cortas en el núcleo de la fibra [5].

A.3.3.- Tipos Fibras Ópticas Básicas

Fibra multimodo de índice escalonado. En estas fibras el cambio del índice de refracción entre el núcleo y el revestimiento es abrupto. Su geometría se presenta en la figura A3.5 [5] y muestra el perfil de los índices de refracción entre el núcleo y el revestimiento. La luz puede viajar en diferentes trayectorias (modos) a través del núcleo de la fibra, entrando y saliendo de la fibra a varios ángulos. La apertura numérica (NA) define el ángulo más grande al que la luz es aceptada dentro del núcleo de la fibra, puede determinarse por la diferencia entre los índices de refracción del núcleo y del revestimiento usando la ley de Snell. La velocidad máxima de transmisión debida a la cantidad de modos propagándose en la fibra multimodo ha sido descrita en la sección de dispersión modal y representa un factor de consideración en el uso de este tipo de fibras en enlaces de comunicaciones ópticas. Las fibras multimodo, con núcleos de diámetro relativamente grande, son atractivas para ciertas aplicaciones debido a que pueden coleccionar eficientemente la potencia luminosa proveniente de fuentes económicas, tal como un diodo emisor de luz (LED) [3,5].

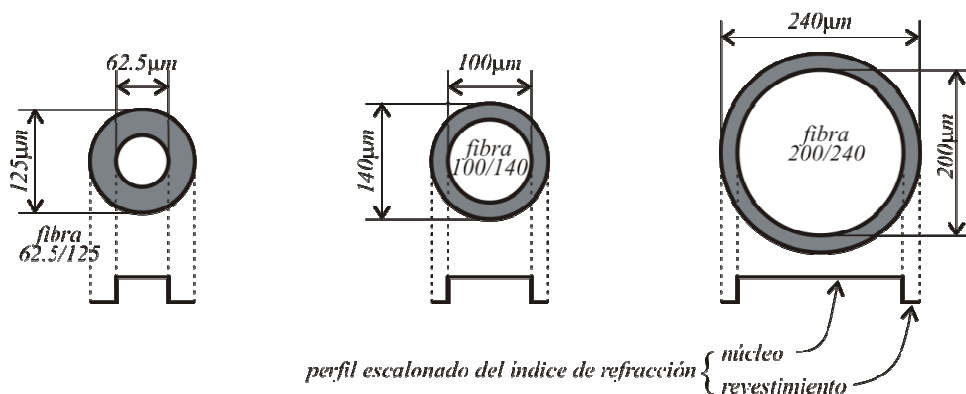


Figura A3.5.- Perfil de los índices de refracción del núcleo para varias fibras multimodo.

Como una fibra multimodo es capaz de propagar numerosos modos simultáneamente, la dispersión modal tiene efectos considerables respecto de la distancia de transmisión. Un parámetro importante de una fibra de este tipo es el ancho de banda modal, el cual representa la capacidad de la fibra para transmitir cierta cantidad de información a cierta distancia, se expresa en $MHz \cdot km$ y representa un compromiso entre el ancho de banda

de la señal y la distancia a la que puede ser transmitida. Es decir, debido a que cada modo viaja por diferentes trayectorias, la luz se dispersa conforme se propaga a través de la fibra.

Fibra monomodo. Este tipo de fibras ópticas son la más utilizadas en los sistemas de comunicaciones ópticas porque permiten la propagación de un solo modo, lo que evita la dispersión modal. El diámetro de su núcleo es significativamente menor que el de una fibra multimodo y son extensamente utilizadas en enlaces ópticos de larga distancia y alta velocidad. Transmiten típicamente a longitudes de onda de $1.31 \mu m$ y $1.55 \mu m$. Su perfil de índice de refracción es escalonado. La diferencia entre los índices de refracción del núcleo y el revestimiento cae en el rango entre 0.2% y 1.0% [4] y típicamente es de 0.36% [3,5]. La figura A3.6 esquematiza este tipo de fibra. Se ha mencionado que el diámetro del núcleo de las fibras monomodo es pequeño en comparación con su contraparte multimodo, pero hasta el momento no se ha especificado su tamaño. Si la ecuación A.3.3 se sustituye en la ecuación A.3.5, es posible expresar a esta última en términos de los índices de refracción del núcleo y del revestimiento como

$$N_m = \frac{1}{2} \left(\frac{\pi D}{\lambda} \right)^2 (n_1^2 - n_2^2) \quad (A.3.6)$$

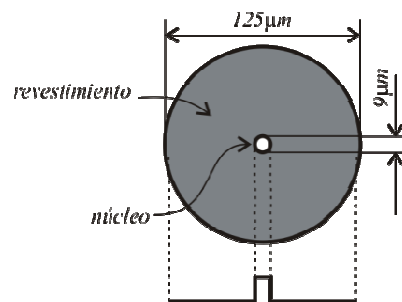


Figura A3.9.- Corte transversal de una fibra monomodo. La parte inferior de la figura representa el perfil de los índices de refracción del núcleo y el revestimiento.

Si $N_m = 1$ en la ecuación A.3.6 y estimando una constante usando funciones Bessel [2], es posible estimar el diámetro máximo D_M del núcleo que limitará la transmisión de un solo modo a una longitud de onda específica, como se expresa en la siguiente ecuación

$$D_M < \frac{2.4\lambda}{\pi\sqrt{n_1^2 - n_2^2}} \quad (\text{A.3.7})$$

Típicamente los materiales con que se fabrican las fibras ópticas tienen índices de refracción alrededor de 1.44. Si se considera una diferencia entre los índices del núcleo y del revestimiento de 0.36%, la ecuación A.3.7 se simplifica a $D_M < 6.25\lambda$. Para una longitud de onda de 1550 nm, el diámetro máximo del núcleo será de $9.7 \mu\text{m}$, para una de 1310nm, de $8.2 \mu\text{m}$, y para una de 850nm un diámetro del núcleo máximo de $5.3 \mu\text{m}$ [4,5].

A.3.4.- Referencias

1. Izuka, K. "Elements of Photonics volume II". Wiley Interscience. 2002.
2. Agrawal, G. P., "Fiber Optic Communications Systems". Wiley-Interscience. 2002.
3. Hecht, J., "Understanding Fiber Optics". 5th edition. Prentice Hall. 2006.
4. Keiser, G., "Optical Fiber Communications". McGraw Hill International Editions. 2000.
5. Ortiz-Lima Carlos M., "Transmisión vía fibra óptica de señales analógicas utilizando subportadora modulada en frecuencia de pulsos: aplicación potencial en instrumentación y control". Tesis de Maestría, INAOE, 2010.