



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

— **TELECOM** ESCUELA  
TÉCNICA **VLC** SUPERIOR  
DE INGENIERÍA DE  
TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería de  
Telecomunicación

Diplexor de longitud de onda visible para aplicaciones  
biofotónicas

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería de Telecomunicación

AUTOR/A: Devesa Ferrer, Miguel Ángel

Tutor/a: Muñoz Muñoz, Pascual

Cotutor/a externo: DOMENECH GOMEZ, JOSE DAVID

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



## Resumen

En este Trabajo Final de Máster se reporta el estudio de un dispositivo diplexor de longitud de onda visible para aplicaciones biofóticas, concretamente, de tres interferómetros multimodo en ángulo, el cual permite separar las longitudes de onda provenientes de la fuente de luz visible violeta de la que emiten tres fluoróforos distintos de la familia Brilliant Violet en los colores rojo, verde y azul. En este, se realiza el análisis y diseño de los dispositivos fotónicos en la plataforma de nitruro de silicio siguiendo las especificaciones técnicas del Centro Nacional de Microelectrónica, introduciendo el campo de la biofotónica, así como los procesos y tecnologías de fabricación.

## Resum

En aquest Treball Final de Màster es reporta l'estudi d'un dispositiu diplexor de longitud d'ona visible per a aplicacions biofotòniques, concretament, de tres interferòmetres multimode en angle, que permet separar les longituds d'ona provinents de la font de llum visible violeta de la que emeten tres fluòfors diferents de la família Brilliant Violet en els colors roig, verd i blau. En aquest, es realitza l'anàlisi i el disseny dels dispositius fotònics a la plataforma de nitrur de silici seguint les especificacions tècniques del Centre Nacional de Microelectrònica, introduint el camp de la biofotònica, així com els processos i tecnologies de fabricació.

## Abstract

In this Master's Final Thesis, the study of a visible wavelength diplexer device for biophotonic applications, specifically, of three angled multimode interferometers, is reported, which allows to separate the wavelengths coming from the visible violet light source from which three different fluorophores of the Brilliant Violet family emit in the colors red, green and blue. In this, the analysis and design of the photonic devices is carried out on the silicon nitride platform according to the technical specifications of the



National Center for Microelectronics, introducing the field of biophotonics, along with manufacturing processes and technologies.

## Índice de contenido

Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 La fotónica integrada para aplicaciones de biosensado .....	1
1.2 Objetivos .....	4
1.3 Metodología .....	5
1.4 Etapas .....	5
1.5 Problemas.....	6
Capítulo 2. Marco teórico.....	7
2.1 Fluorescencia .....	7
2.2 Interferometría multimodal .....	10
Capítulo 3. Diseño.....	17
3.1 Guías monomodo.....	20
3.2 Región multimodo .....	21
3.2.1 Fluoróforos .....	22
3.2.2 Diplexores.....	24
3.3 <i>Taper</i> .....	31
3.4 <i>Layout</i> .....	33
Capítulo 4. Procesos y tecnologías de fabricación.....	36
Capítulo 5. Conclusiones y líneas futuras .....	38
Capítulo 6. Bibliografía.....	39
Capítulo 7. Anexos .....	42
7.1 Anexo I. Script del <i>layout</i> .....	42

## Índice de figuras

Figura 1. Técnicas de diagnóstico biofotónico.....	1
Figura 2. Imágenes obtenidas mediante OCT .....	2
Figura 3. Esquema de un biosensor. ....	3
Figura 4. Interacción luz-materia en un biosensor. ....	4
Figura 5. Interacción evanescente en MZI y RR.....	4
Figura 6. Características espectrales respecto la absorción y la emisión. ....	8
Figura 7. Estructuras de sustancias fluorescentes típicas. ....	8
Figura 8. Sistema WDM para sensado fluorescente.....	11
Figura 9. Esquemático del dispositivo AMMI. ....	12
Figura 10. Distribución de índices de refracción en los planos XY y XZ.....	13
Figura 11. Distribución del campo al propagarse una distancia z. ....	13
Figura 12. Autoimágenes directas y espejo .....	14
Figura 13. Ejemplos de interferencia simétrica. ....	15
Figura 14. Pila de capas en CNM.....	18
Figura 15. Índice efectivo simulado del modo fundamental (línea continua) y modo de primer orden (líneas discontinuas) para las guías de onda <i>deep-etch</i> para TE.....	19
Figura 16. Índice efectivo simulado del modo fundamental (línea continua) y modo de primer orden (líneas discontinuas) para las guías de onda <i>deep-etch</i> para TM.....	19
Figura 17. Sección transversal de las guías shallow y deep .....	21
Figura 18. Offset vs Ángulo .....	22
Figura 19. Espectro de fluorescencia de BV 421 .....	23
Figura 20. Espectro de fluorescencia de BV 510 .....	23
Figura 21. Espectro de fluorescencia de BV 711 .....	23
Figura 22. Estudio de convergencia de los modos guiados .....	24
Figura 23. Vista 2D de la guía de onda de entrada de un diplexor.....	25
Figura 24. Vista transversal y simbólica del dispositivo AMMI.....	26



Figura 25. Perfil del índice de refracción de los materiales .....	26
Figura 26. Perfil de campo del diplexor azul.....	28
Figura 27. Espectro del diplexor azul para las dos longitudes de salida .....	28
Figura 28. Perfil de campo del diplexor verde .....	29
Figura 29. Espectro del diplexor verde para las dos longitudes de salida.....	30
Figura 30. Perfil de campo del diplexor rojo.....	31
Figura 31. Espectro del diplexor rojo para las dos longitudes de salida .....	31
Figura 32. Estudio de convergencia de la longitud del <i>taper</i> .....	32
Figura 33. Vista bidimensional de un <i>taper</i> .....	33
Figura 34. Sección transversal del modo ensanchado .....	33
Figura 35. <i>Layout</i> del AMMI .....	34
Figura 36. Ángulo crítico del <i>layout</i> antes y después corregido .....	35
Figura 37. DRC con error y sin error.....	35
Figura 38. Sala limpia en la UPV .....	36
Figura 39. Flujo de procesos estándar en la fabricación de guías de onda SOI .....	37



## Índice de tablas

Tabla 1. Resumen de los mecanismos de interferencia.....	15
Tabla 2. Longitudes de onda de excitación y emisión de la familia de fluoróforos.....	22
Tabla 3. Número de modos de cada diplexor.....	24
Tabla 4. Longitud real y pérdidas del diplexor azul.....	27
Tabla 5. Longitud real y pérdidas del diplexor verde.....	29
Tabla 6. Valores de índice efectivo y longitudes de las salidas del diplexor rojo.....	30
Tabla 7. Longitud real y pérdidas del diplexor rojo.....	30
Tabla 8. Longitud de los <i>tapers</i> .....	32
Tabla 9. Pérdidas de los <i>tapers</i> .....	33

## Capítulo 1. Introducción

### 1.1 La fotónica integrada para aplicaciones de biosensado

Durante las últimas décadas, la metodología utilizada para analizar y determinar muestras ha progresado notablemente, desde las técnicas analíticas convencionales hasta el desarrollo de los actuales biosensores fotónicos integrados, los cuales son objeto de investigación actual y han dado lugar a numerosas publicaciones y artículos científicos en el campo de la física óptica aplicada a la investigación farmacéutica [1], la detección de contaminantes [2], el diagnóstico de enfermedades [3] o la guerra bacteriológica [4]. Estos sensores integrados presentan numerosas ventajas respecto a los tradicionales como mayor sensibilidad, tamaño más compacto, resultados en menor tiempo, menor consumo de potencia, menor coste o mayor fiabilidad, entre otras. Además, la compatibilidad con los procesos de fabricación CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*) de la industria microelectrónica permite su desarrollo en grandes volúmenes de forma eficiente.

En el diagnóstico biofotónico existen diferentes técnicas según el principio de funcionamiento a la hora de analizar y tratar la muestra determinada, como se ve en la Figura 1.

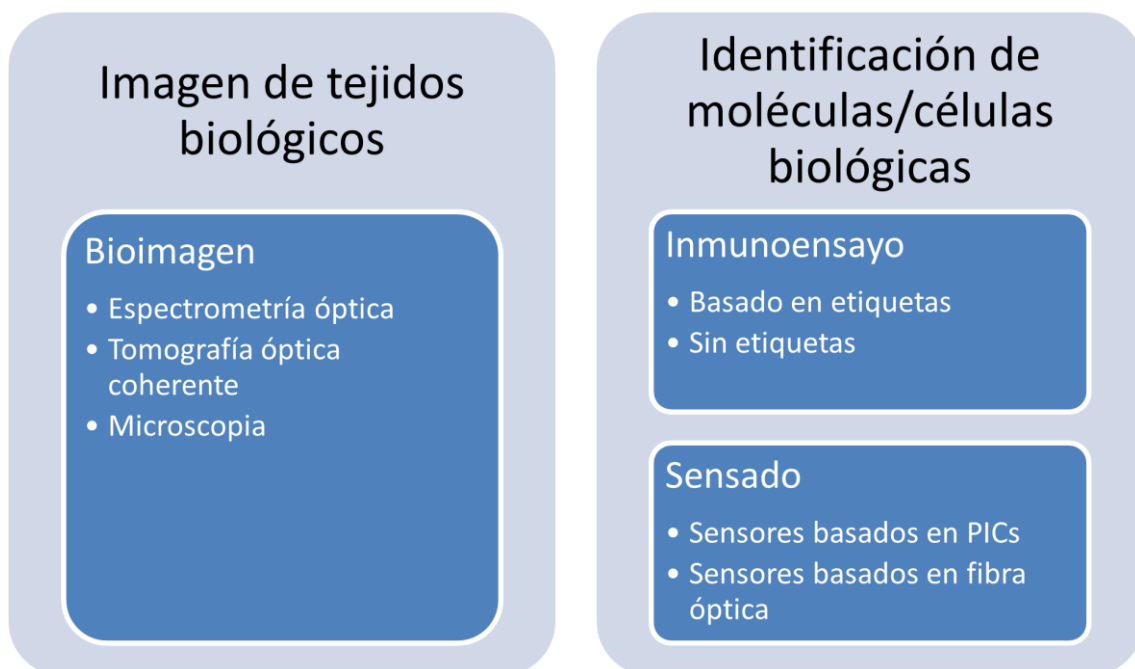
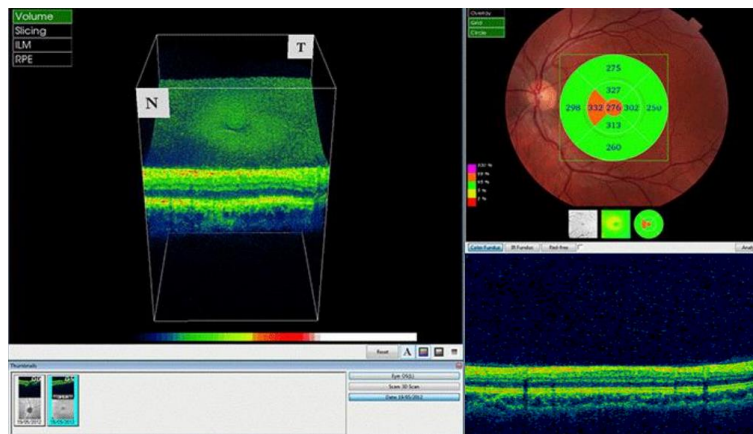


Figura 1. Técnicas de diagnóstico biofotónico



La bioimagen es una técnica de imagen no invasiva la cual visualiza en tiempo real los procesos biológicos cuantificando los niveles de iones o metabolitos de los procesos moleculares disminuyendo el impacto de estos. Mientras que la tomografía óptica coherente (OCT, por sus siglas en inglés) es una tecnología utilizada para obtener imágenes transversales de alta resolución de las estructuras del tejido en la escala micrométrica, como muestra la Figura 2, la espectrometría óptica es el campo de estudio que mide e interpreta el espectro electromagnético que resulta de la interacción entre la luz y la materia en función de la longitud de onda o frecuencia de radiación, que puede darse según la absorción o emisión de la luz.



**Figura 2. Imágenes obtenidas mediante OCT**

Por otro lado, el inmunoensayo es una prueba bioquímica que permite medir la presencia o concentración de una biomolécula en una solución mediante el uso de un anticuerpo o un antígeno, los cuales pueden reconocer y enlazarse a una macromolécula. Puede detectarse el cambio de los parámetros físicos causados por la interacción anticuerpo-antígeno sin ningún tipo de etiqueta o, por el contrario, con algún tipo de etiqueta detectable bien porque emiten radiación, producen un cambio de color en una solución, son fluorescentes a la luz o se puede inducir su emisión. La fluorescencia es la principal técnica utilizada, en parte debido a la gran variedad de fluoróforos utilizables como etiquetas.

Finalmente, el sensado consiste en la detección de la variación de una cantidad física (índice de refracción, presión, temperatura, etc.) o la presencia de una materia física (o su variación cuantitativa) y su conversión en una señal observable y medible. Un biosensor, mostrado en la Figura 2, es un sensor que integra un elemento biológico con

un transductor fisicoquímico para producir una señal eléctrica -u óptica- proporcional al análisis que, posteriormente, es convertida en el detector [5]. Varios métodos ópticos han sido explotados en biosensores, incluyendo espectroscopia de fluorescencia, interferometría (por luz blanca reflectométrica y modal en estructuras ópticas de guía onda), espectroscopia de modos guiados de estructuras ópticas de guía onda (acoplador de rejilla y espejo resonante) y Resonancia Plasmónica Superficial (SPR, por sus siglas en inglés) [6].

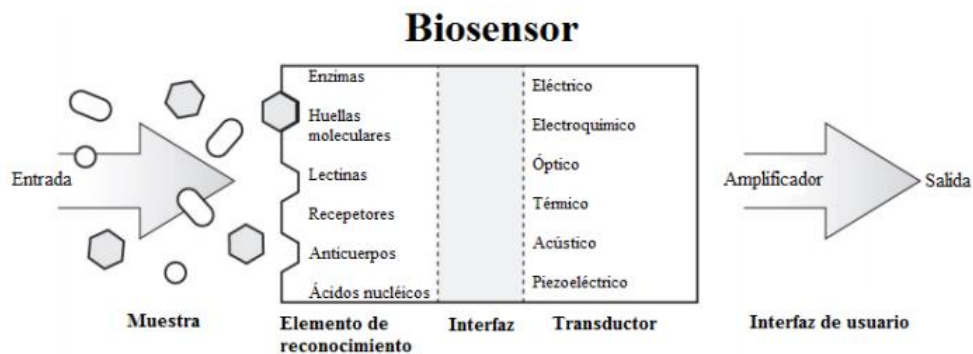
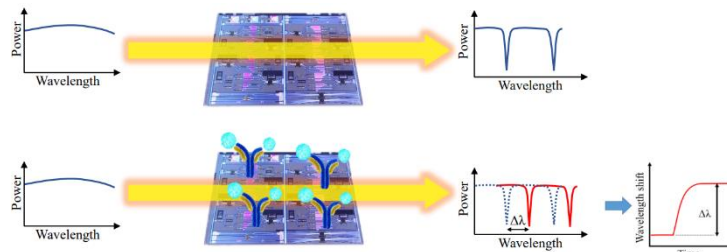


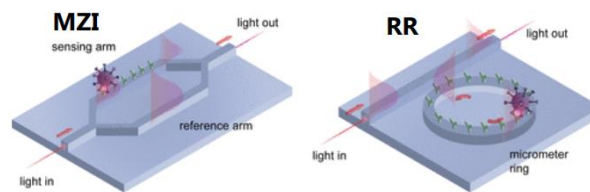
Figura 3. Esquema de un biosensor.

Los sensores fotónicos han alcanzado un gran grado de madurez y existen muchos dispositivos comerciales disponibles en el mercado, pero a menudo tienen problemas de estabilidad, sensibilidad y tamaño. Los sensores basados en tecnología de silicio pueden solucionar algunos de estos problemas y ofrecer herramientas de diagnóstico rápido y confiables. La tecnología fotónica integrada tiene ventajas significativas sobre las soluciones no integradas al permitir la integración de componentes pasivos y activos, incluyendo láseres, detectores y estructuras guiadas en el mismo sustrato.

De esta forma, mediante el sensado ya sea basado en circuitos fotónicos integrados (PICs, por sus siglas en inglés) o en fibra óptica, se puede medir y detectar la interacción de la luz con la materia ya que esta causa un cambio en la respuesta espectral de la estructura fotónica, como se ve en la Figura 4. Actualmente, los dispositivos fotónicos mayormente utilizados para este fin son los anillos resonantes o los interferómetros Mach-Zehnder, mostrados en la Figura 5.



**Figura 4. Interacción luz-materia en un biosensor.**



**Figura 5. Interacción evanescente en MZI y RR**

La clave que hace a los sensores fotónicos tan importantes es su tamaño del orden de los micrómetros pues las biomoléculas tienen este tamaño también y, por ello, se necesita una baja concentración de la biomolécula para su detección. Además, esto permite la implementación de miles de estructuras fotónicas en un mismo chip y así realizar múltiples detecciones simultáneamente. Esto da lugar al desarrollo de dispositivos *Lab-on-a-Chip* (LOC) que permiten reducir el coste, el tamaño y el tiempo de respuesta, así como el error humano en el momento de analizar las muestras.

Los transductores ópticos han demostrado ser uno de los métodos de detección analítica más sensibles y selectivos, además de ofrecer la propiedad de la esterilidad de la muestra al medirla sin contacto. El campo que estudia la manipulación de la luz y su confinamiento en un medio líquido, especialmente en entornos microfluídicos, se llama optofluídica. Una gran ventaja en este caso es la rugosidad del tamaño de un átomo entre dos fluidos inmiscibles con diferente índice de refracción, lo que da lugar a superficies ópticamente planas. Así, la combinación de los circuitos fotónicos integrados (PICs) con la tecnología LoC da lugar a los lab-on-a-chip fotónicos (PhLoC). Los dispositivos PhLoC están compuestos principalmente de dos partes esenciales: el circuito fotónico y los canales microfluídicos.

## 1.2 Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es el análisis, diseño y simulación de un diplexor de longitud de onda visible para aplicaciones biofotónicas. En concreto, de un

interferómetro multimodo en ángulo que separe las longitudes de onda de una fuente de luz violeta de las longitudes de onda emitidas por los fluoróforos BV 421, BV 510 y BV711. Los resultados que se proponen obtener son unas pérdidas menores a 0.7 dB en cada canal deseado y, para la longitud de onda visible de la fuente violeta, pérdidas mayores de 10 dB en los canales en que se desea extraer la luz azul, verde y roja emitida por los fluoróforos.

Para ello, se proponen los objetivos de estudio de la fotónica integrada para aplicaciones de biosensado, la fluorescencia y sus propiedades ópticas, así como el estudio de los mecanismos de interferencia de los dispositivos basados en interferometría multimodal como diplexor.

Este trabajo se centra en el estudio y diseño del circuito fotónico integrado para aplicaciones de biosensado basado en la fluorescencia de la materia, pues la parte de microfluídica está relacionada con la química y la biotecnología y excede el objetivo de este trabajo.

### **1.3 Metodología**

La metodología empleada en este trabajo ha empezado con el aprendizaje, a través de tutoriales guiados proporcionados por la empresa VLC Photonics, de varios softwares de simulación -Synopsys Optodesigner, RSoft y Photon Design- para evaluar las características y funcionalidades de cada uno para aplicarlo finalmente al diseño realizado. Además, se han hecho servir los manuales y guías de usuario que facilitan las diferentes plataformas de diseño.

Para fundamentar los aspectos teóricos sobre fotónica integrada y dispositivos diplexores de longitud de onda se ha realizado una búsqueda exhaustiva de diferentes documentos relacionados con este tema, desde *artículos científicos* más breves hasta tesis doctorales más detalladas.

El proceso de diseño del AMMI se ha llevado a cabo con las indicaciones del tutor de la empresa, así como los consejos y sugerencias de los compañeros del departamento de diseño. Ha sido necesario aprender los requisitos técnicos del proceso de fabricación, así como las especificaciones de diseño del dispositivo AMMI.

### **1.4 Etapas**

El trabajo ha tenido una duración de 15 semanas. Las primeras semanas han sido necesarias para el aprendizaje y entrenamiento del software de Synospys Optodesigner y RSoft así como FIMMWAVE y FIMMPROP de Photon Design. Seguidamente, se ha iniciado con la revisión de la Literatura respecto a las plataformas de integración fotónica, los sistemas y dispositivos para aplicaciones biofotónicas y, en concreto, de los dispositivos diplexores AMMI.

En una segunda fase, se ha centrado en el análisis numérico y las simulaciones de las diferentes partes del dispositivo, desde la sección transversal con la que se trabaja, las guías de onda monomodo, la región multimodo y el *taper*.

La parte gruesa del trabajo ha sido el diseño del dispositivo AMMI completo integrando las partes analizadas y simuladas previamente incluyendo los *tapers* convertidores de modo. Así, se han obtenido las simulaciones correspondientes y se ha optimizado el dispositivo para su funcionamiento óptimo. La última parte de aprendizaje ha ocupado la formación en el diseño de la máscara de capas con los tutoriales guiados en línea de la plataforma abierta de gdsfactory.

La fase final, correspondiente a la redacción de la tesis, se ha llevado a cabo durante las diferentes fases del trabajo, reportando cada detalle necesario para la elaboración de esta. Se parte de una plantilla creada en base a las especificaciones de redacción de TFM y se organiza y se estructura el documento en sus diferentes partes para finalmente revisarlo internamente con el tutor.

## 1.5 Problemas

Los problemas encontrados han sido pocos. El mayor problema encontrado ha sido no disponer del tiempo suficiente para realizar la fabricación y test de los dispositivos en una ronda de multiproyecto de obleas (MPW, por sus siglas en inglés) pues los tiempos de ejecución y entrega exceden los plazos asociados al TFM. No obstante, se realiza el diseño de la máscara de capas y la generación del archivo GDSII necesario para la fabricación.

## Capítulo 2. Marco teórico

### 2.1 Fluorescencia

En los últimos 20 años ha habido un rápido crecimiento en el uso de la fluorescencia en las ciencias biológicas. La espectroscopía de fluorescencia y la fluorescencia con resolución temporal son consideradas principalmente como herramientas de investigación en bioquímica y biofísica. Sin embargo, su uso se ha expandido y se ha convertido en una metodología dominante en biotecnología, citometría de flujo, diagnósticos médicos, secuenciación de ADN, investigación forense y análisis genético. La detección de fluorescencia es altamente sensible y ya no es necesario el uso costoso e incómodo de trazadores radiactivos para la mayoría de las mediciones bioquímicas.

Las moléculas fluorescentes o fluoróforos son compuestos químicos o elementos que pueden emitir luz después de absorberla. Una forma gráfica de representar el funcionamiento de la fluorescencia se puede observar en la Figura 6, en donde se ve un sistema de 3 niveles que representan estados diferentes de energía (singlete de base  $S_0$ , singlete excitado  $S_1$  y triplete  $S_2$ ), cada uno de ellos divididos en estados vibracionales. Hablamos de fluorescencia cuando una molécula pasa del estado de menor energía  $S_0$  al de mayor energía  $S_1$  (absorción) o viceversa (emisión). Si ocurre hacia -o desde- el estado  $S_2$  se trata del fenómeno de fosforescencia.

La absorción del fotón tiene una energía igual a la diferencia entre la energía de los estados moleculares que describe la relación Planck-Einstein:

$$\Delta E = \frac{hc}{\lambda}$$

donde  $h$  es la constante de Planck,  $c$  es la velocidad de la luz en el medio de transición y  $\lambda$  es la longitud de onda del fotón.

La población en equilibrio de los estados vibracionales superiores es despreciable y el fotón decae al estado vibracional más bajo dentro de un proceso de relajación vibracional. Esto explica el desplazamiento espectral del espectro de emisión en relación al de absorción hacia longitudes de onda mayores, denominado desplazamiento de Stokes, que suele ser del orden de 20 nm. Así, mediante filtros ópticos apropiados, se

puede detectar separadamente los espectros de excitación y emisión de las moléculas fluorescentes [7].

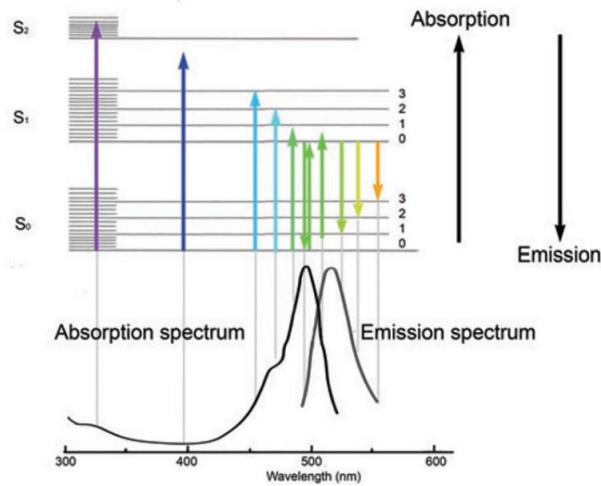


Figura 6. Características espectrales respecto la absorción y la emisión.

Los compuestos fluorescentes, conocidos como fluoróforos, son utilizados por sus propiedades fluorescentes. Las órbitas electrónicas más externas en la molécula del fluoróforo determinan tanto su eficiencia como las longitudes de onda de absorción y emisión. En la Figura 7 se muestran las estructuras moleculares y los colores (longitudes de onda) de emisión de algunos de los fluoróforos más comunes.

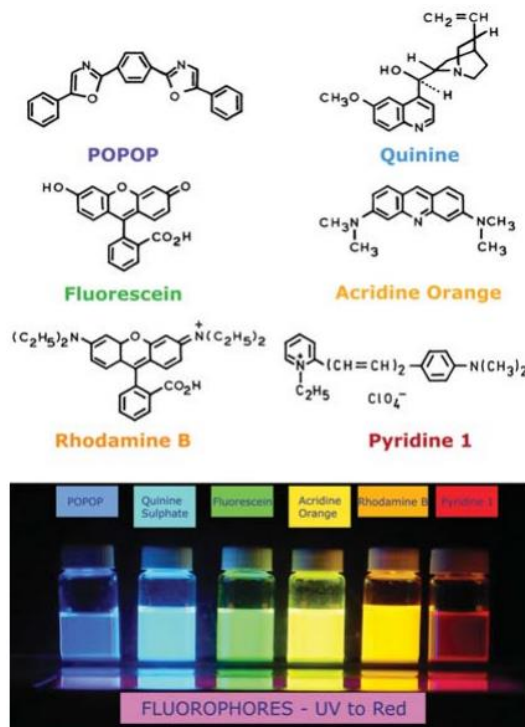


Figura 7. Estructuras de sustancias fluorescentes típicas.

Dentro de las técnicas de espectrometría, los ensayos de colorimetría y dispersión se pueden medir longitudinalmente. La propagación de la muestra resulta en la atenuación de la luz que, según describe la ley de Beer-Lambert, es proporcional a la longitud del camino óptico  $l$  (cm<sup>-1</sup>) y la concentración del analito  $c$  (M):

$$A(\lambda) = -\log_{10} \frac{I}{I_0} = \varepsilon(\lambda)cl$$

donde  $I_0$  es la intensidad de referencia medida en  $l$  en ausencia del analito,  $I$  es la intensidad medida a través del mismo camino óptico en presencia del analito y  $\varepsilon$  es el coeficiente de atenuación molar (M<sup>-1</sup>cm<sup>-1</sup>).

Esta atenuación es debido a la propia absorción y a la dispersión de la muestra. Dependiendo de la anisotropía de la dispersión del analito, parte de la luz se dispersa hacia delante y es posible detectarlo.

Como consecuencia, la relación señal a ruido (SNR) decrece rápidamente para caminos ópticos largos, además de que debemos satisfacer los requerimientos de compatibilidad de las aplicaciones PhLoC.

Por otro lado, la fluorimetría no se basa en la cuantificación de la atenuación, sino en la transición de un estado electrónico de absorción inducida a un estado con menor energía por la emisión de un fotón. Como tal, es proporcional a la absorción, pero la emisión se produce espontáneamente en estereorradianes de  $4\pi$  en una relación entre fotones emitidos y absorbidos llamada rendimiento cuántico. Esta emisión de luz homogénea permite multiplexar las longitudes de ondas de excitación y emisión cuando el detector se posiciona a 90° respecto a la fuente de luz. Así, la intensidad de emisión fluorescente se puede desacoplar de la radiación de excitación, mejorando la SNR de la detección de la luz emitida por el analito.

Con estas asunciones, la intensidad de la fluorescencia medida a una longitud de onda depende, además de la absorción, de la configuración óptica del sistema, es decir, del ángulo sólido del detector por el que se recoge la fluorescencia. Es importante contar con elementos ópticos para enfocar y colimar la luz y así aumentar la eficiencia del acoplo/desacoplo de la luz y optimizar la interacción luz-muestra del sistema optofluídico [8].



## 2.2 Interferometría multimodal

Los dispositivos de división de longitud de onda (WDM, por sus siglas en inglés) son capaces de dividir -o combinar- la luz en -o desde- múltiples longitudes de onda y tienen una potencial aplicación en las telecomunicaciones y el sensado, en particular para aumentar la capacidad de los circuitos integrados fotónicos de alta velocidad. Los dispositivos WDM mayormente utilizados en la literatura son las rejillas de guía de onda acopladas (AWGs, por sus siglas en inglés), rejillas cóncavas planas (PCGs, por sus siglas en inglés), microresonadores en anillo, interferómetros Mach-Zehnder en cascada y rejillas (de difracción) Echelle.

Estos dispositivos se han realizado en varias plataformas como sílica ( $\text{SiO}_2$ ) y silicio sobre aislante (SOI, por sus siglas en inglés). Mientras que la sílica presenta un contraste de índices bajo y, por lo tanto, unas pérdidas de inserción y por interferencia entre canales bajas, los dispositivos basados en SOI son más compactos pero sus pérdidas y sensibilidad a las variaciones dimensionales y de temperatura son mayores, pues el coeficiente termo-óptico del Silicio es del orden de  $1.8 \times 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  el cual es bastante elevado.

Por el contrario, la plataforma de nitruro de silicio ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) ha demostrado un buen compromiso entre el tamaño de la huella del chip y el rendimiento espectral siendo capaz de fabricar estos dispositivos con bajas pérdidas de inserción y alta tolerancia a los cambios de temperatura [9-11]. Estas guías de onda están formadas por un núcleo central de nitruro de silicio envuelto en un recubrimiento de dióxido de silicio que, dependiendo de la longitud de onda empleada y, por tanto, del índice de refracción efectivo, permite diseños de guía de onda de bajo y alto contraste con bajas pérdidas de propagación. Generalmente, existe un compromiso entre las pérdidas de la guía y el radio de curvatura de esta que determina el rendimiento deseado, la huella y la densidad de potencia óptica.

Además de los dispositivos WDM mencionados anteriormente, se están reportando diseños basados en interferómetros multimodo en ángulo (AMMI, por sus siglas en inglés) usando el principio de autoimagen como filtros de longitud de onda que, por tanto, pueden usarse para el sensado. Dado que las guías de onda en SOI solo pueden usarse para longitudes de onda mayores a  $1.1 \mu\text{m}$ , los dispositivos basados en guías de

onda de sílica y nitruro de silicio son los que se emplean para el rango visible y cercano al infrarrojo (NIR, por sus siglas en inglés) los cuales son relevantes para las ciencias de la vida y aplicaciones relacionadas con la salud.

De esta forma, el sistema del que partimos se puede observar en la Figura 8, el cual está formado por un sistema micro-optofluídico en el que se deposita el fluoróforo deseado y las longitudes de onda de excitación  $\lambda_1$  y emisión  $\lambda_2$  se inyectan a la entrada del diplexor, el cual divide estas longitudes de onda de forma que se pueden detectar simultáneamente de forma separada.

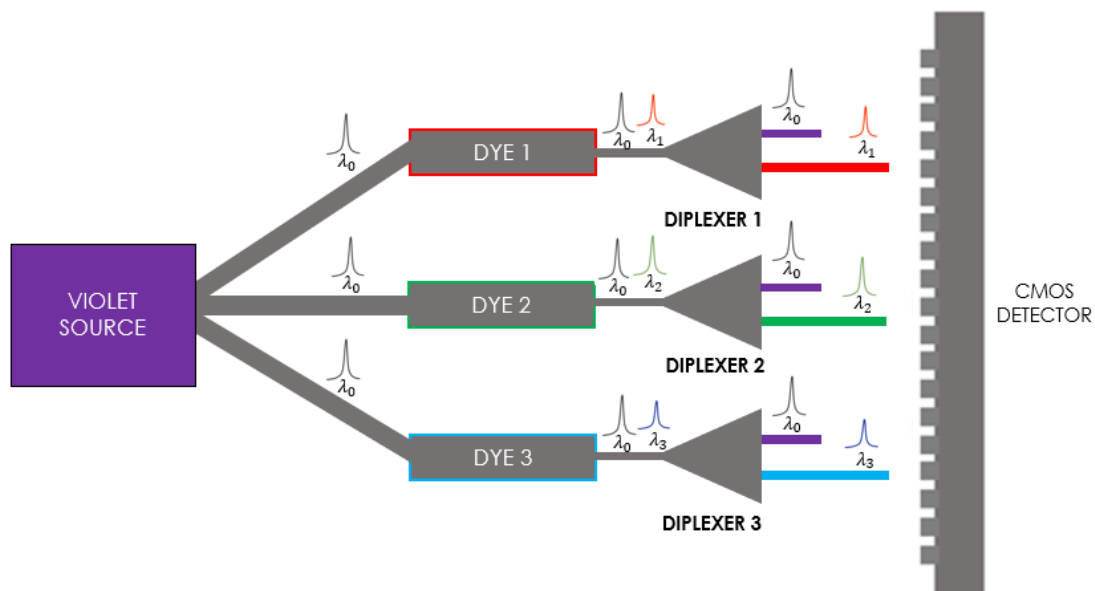


Figura 8. Sistema WDM para sensado fluorescente.

El dispositivo diplexor que se utiliza es el ya descrito AMMI, mostrado en la Figura 9, el cual se compone de una entrada y dos salidas orientadas con un ángulo  $\theta$  y un ancho  $w_a$  determinado. Estas guías de entrada y salida tienen una geometría en *taper*, es decir, con un ancho que varía desde el ancho de los puertos del dispositivo  $w_a$  hasta  $w_{io}$ , que es el ancho de la guía monomodo.

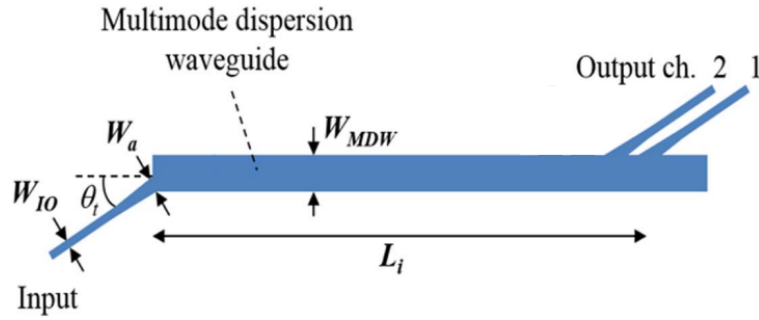


Figura 9. Esquemático del dispositivo AMMI.

Este *taper* se diseña de tal forma que sea adiabático y así no excitar más modos que el fundamental. El parámetro de diseño más importante es la longitud del dispositivo  $L_i$  que depende directamente del ancho del dispositivo  $W_{MDW}$  y se calcula con la ecuación siguiente:

$$L_i = \frac{4 * n_{eff} * W_{MDW}^2}{\lambda_i}$$

donde  $n_{eff}$  es el índice de refracción efectivo del modo fundamental excitado para esa longitud de onda y sección transversal del dispositivo. El subíndice  $i$  denota el canal de salida (1 o 2). Diferenciando la ecuación anterior se obtiene el desplazamiento axial en el punto de autoimagen de primer orden, resultante de un cambio incremental en la longitud de onda de entrada de  $d\lambda$  como:

$$dL = -4 * n_{eff} \left( \frac{W_{MDW}}{\lambda} \right)^2 d\lambda$$

Reajustando la ecuación anterior, la mínima separación entre longitudes de onda entre dos canales de salida se determina por:

$$\delta\lambda = |\lambda_n - \lambda_{n-1}| = \frac{1}{4 * n_{eff}} \left( \frac{\lambda}{w} \right)^2 \frac{w_{wg} + G}{\sin \theta}$$

Donde  $w_{wg}$ ,  $\theta$  y  $G$  son el ancho, ángulo de las guías de onda de entrada y salida, y la separación entre los canales de salida, respectivamente.

El mecanismo de funcionamiento del AMMI se basa en el principio de autoimagen, en el que la excitación de varios modos en una guía de onda multimodo conlleva a la formación de réplicas (autoimágenes) del campo de entrada al plano de salida a través del efecto espacial Talbot. Dependiendo de la sección transversal y los materiales de la

guía de onda, para una longitud de onda determinada, se pueden guiar un número de modos determinado. Cada uno de estos modos tienen una constante de propagación  $\beta_\nu$  diferente.

De esta forma, para una distribución de índices de refracción en los planos XY y XZ como se muestra en la Figura 10, considerando que se inyecta luz en el punto  $z = 0$  con una distribución en la dirección  $y$   $\Psi(0, y)$ , esta se puede definir como la combinación de los modos de la guía de onda multimodo de la siguiente manera:

$$\Psi(0, y) = \sum_{i=0}^{m-1} c_\nu \psi_\nu(y)$$

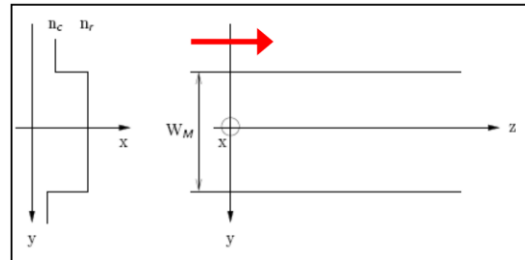


Figura 10. Distribución de índices de refracción en los planos XY y XZ.

y, después de propagarse una distancia  $z$ , como se ve en la Figura 11, el campo es:

$$\Psi(z, y) = \sum_{i=0}^{m-1} c_\nu \psi_\nu(y) e^{-j\beta_\nu z}$$

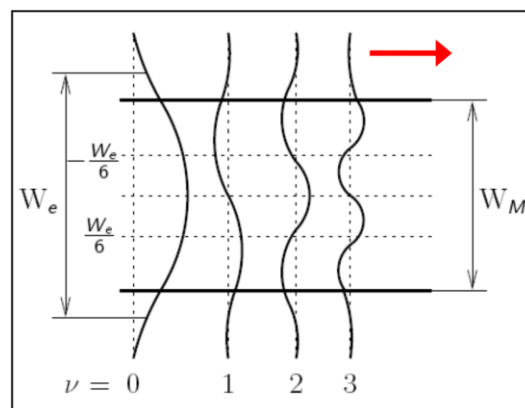


Figura 11. Distribución del campo al propagarse una distancia  $z$ .

Desde esta perspectiva modal, y que da lugar a la ecuación de longitud mostrada anteriormente, se puede definir la longitud de batido relacionando la constante de propagación de los dos primeros modos:

$$L\pi = \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} = \frac{1}{2} \frac{\lambda}{n_{eff,0} - n_{eff,1}} = \frac{L_b}{2}$$

De esta forma, la expansión del campo en  $z = L$  se puede reescribir como:

$$\Psi(L, y) = \sum_{i=0}^{m-1} c_v \Psi_v(y) e^{-j(\beta_0 - \beta_v)L}$$

El perfil del campo en  $z = L$  depende de los valores particulares de  $c_v$ , es decir, cómo se inyecta la luz; y de la relación entre la longitud del dispositivo con la longitud de batido,  $L/L\pi$ . En el caso más sencillo, se produce una sola imagen cuando:

$$e^{-j(\beta_0 - \beta_v)L} = 1 \text{ o } (1)^{-v}$$

En este caso, conocido como el principio de autoimagen:

$$\Psi(L, y) = \Psi(0, y) \text{ o } \Psi(0, -y)$$

$$e^{-j\frac{v(v+2)\pi}{3L\pi}L} = 1 \text{ o } (1)^{-v} \rightarrow L = p3L\pi \quad \forall p \in 0, 1, 2 \dots$$

Para ‘p’ par se forma una imagen directa y para una ‘p’ impar, una imagen espejo, como muestra la Figura 12.

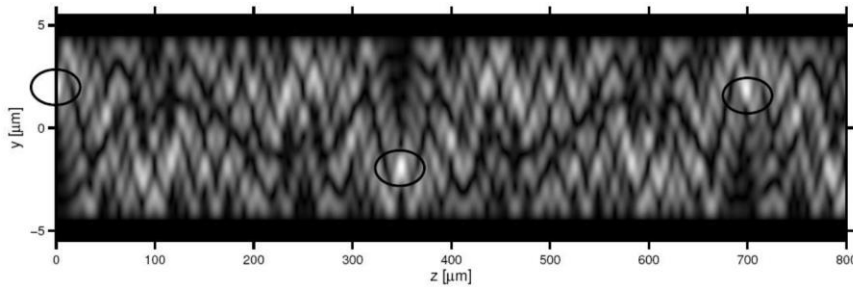


Figura 12. Autoimágenes directas y espejo

Hay dos mecanismos de interferencia: pareada y simétrica. En ambas situaciones  $c_v = 0$ .

En el primer caso, tras excitar los modos impares, un conjunto de N imágenes se producen a distancias:

$$L = \frac{p}{N} L\pi \quad \forall p \in 2, 4, 6, \dots$$

Una manera de crear interferencia par es excitando un modo de forma simétrica a la entrada en la posición  $\pm W_e/6$ , donde  $W_e$  es el ancho efectivo del primer modo. Si hay

un gran confinamiento, es decir, existe un alto contraste de índices,  $W_e$  se puede aproximar por el ancho del dispositivo MMI.

Por otro lado, la interferencia simétrica ocurre excitando solo los modos pares, y el conjunto de  $N$  imágenes se forman a distancias:

$$L = \frac{p}{N} \frac{3L\pi}{4} \quad \forall p \in 1, 3, 5, \dots$$

La interferencia simétrica se produce lanzando un modo simétrico en el centro del cuerpo del MMI. Se puede observar un ejemplo en la Figura 13.

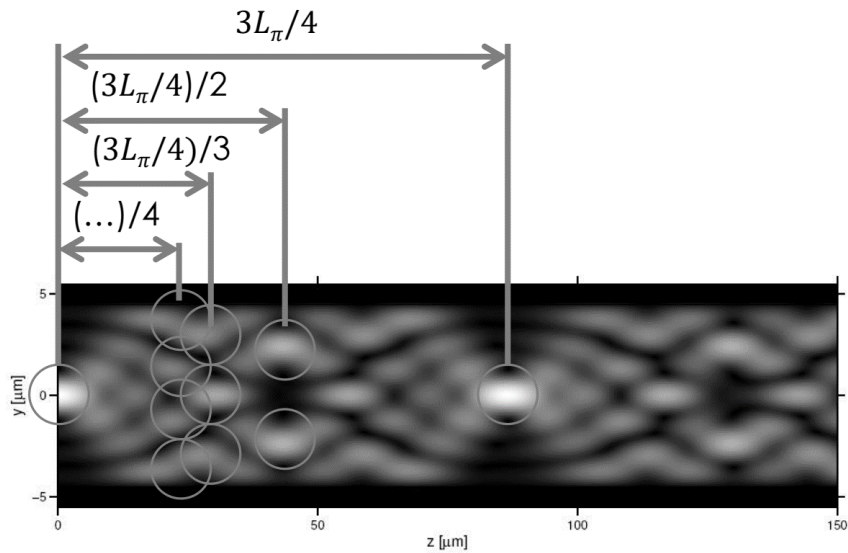


Figura 13. Ejemplos de interferencia simétrica.

En la Tabla 1 se resumen los mecanismos de interferencia.

Tabla 1. Resumen de los mecanismos de interferencia.

Mecanismo de interferencia	General	Pareada	Simétrica
Entradas x Salidas	$N \times N$	$2 \times N$	$1 \times N$
Distancia de la imagen única	$3L_\pi$	$L_\pi$	$3L_\pi/4$
Distancia de las múltiples imágenes	$3L_\pi/N$	$L_\pi/N$	$3L_\pi/4N$
Requerimientos de excitación	Ninguno	$c_v = 0$ $\forall v \in 2, 4, 6 \dots$	$c_v = 0$ $\forall v \in 1, 3, 5, \dots$
Ubicación de la entrada	Ninguna	$x = \pm W_e/6$	$x = 0$

$W_e =$  Ancho efectivo  $\approx W$  para plataformas de alto contraste de índices

Las ecuaciones anteriores proporcionan las reglas para el diseño preliminar del dispositivo WDM. Sin embargo, el uso de estas ecuaciones simples de diseño es solo válido cuando se usa la aproximación paraxial para las magnitudes de los coeficientes de fase modales. Es decir, los coeficientes de fase del modo de la guía de onda multimodo excitados “p” vienen dados por:

$$\beta_p = \frac{2n_{eff}\pi}{\lambda} \left\{ 1 - \frac{1}{2} \left( \frac{p\lambda}{2n_{eff}w_{WDM}} \right)^2 \right\}$$

Esta ecuación conduce a un régimen de autoimagen en el que la longitud de autoimagen es dependiente del orden del modo. De esta forma, tal como el ángulo de inclinación aumenta, el modo central en el espectro modal excitado aumenta y se producen reducciones en las longitudes de autoimagen dependientes de la longitud de onda para ángulos de inclinación mayores. Esto se debe a que la diferencia entre los coeficientes de fase de los modos excitados adyacentes aumenta con el orden de los modos. Esto lleva a que las diferencias de fase para producir una autoimagen del campo de entrada se produzcan a distancias de propagación más cortas con valores crecientes del ángulo [12].

El hecho de que el dispositivo MMI se incline en ángulo permite que las imágenes replicadas del campo de entrada se puedan recoger a diferentes longitudes pues estas replicas se forman en distintas longitudes según la longitud de onda. Si el dispositivo fuera recto, no se podría recolectar los campos replicados de entrada de las dos longitudes de onda, solo de una, la que se da a esa longitud pues, aunque se coloquen varias salidas, todas estarían a la misma longitud. Al tener varias longitudes de onda de los campos excitados de entrada y formarse las imágenes en diferentes longitudes, las salidas se pueden ubicar en las posiciones correspondientes a la formación de sus autoimágenes correspondientes y así poder detectarlas simultáneamente.

### Capítulo 3. Diseño

Con el propósito de plasmar la idea funcional en un chip operativo se utiliza un método reproducible, es decir, un flujo de diseño. A grandes rasgos, se puede dividir este flujo en los siguientes pasos: captura del diseño en el que la idea se convierte en un circuito lógico compuesto de diferentes bloques (*BB*, *building blocks*) o subcircuitos jerárquicos; simulación del circuito lógico y la optimización de sus parámetros para ejecutar el comportamiento esperado; generación de la máscara de capas que se usan para la fabricación; el enrutamiento con la fuente de alimentación y las entradas y salidas eléctricas; la verificación del circuito frente a errores de fabricación asegurando que es compatible con los procesos de fabricación; la manufacturación del chip en la fábrica a través de varios pasos de fabricación para las diferentes capas; y el testeo y embalaje del chip comparando los resultados con el diseño original.

El kit de diseño de proceso (PDK, por sus siglas en inglés) es un paquete de información proporcionado por las fábricas con diferentes reglas de diseño para asegurar los procesos de fabricación adjuntando sus BB ya verificados que contienen la geometría de los componentes y, a veces, modelos de comportamiento almacenados en librerías permitiendo la escalabilidad y optimización en el trabajo de los diseñadores de circuitos fotónicos integrados. Es importante que estos flujos de diseño sean soportados por las herramientas software que automatizan las tareas repetitivas, gestionan los datos de diseño a diferentes niveles de abstracción y permiten la colaboración entre diseñadores.

Actualmente, coexisten varias plataformas tecnológicas para diseñar PICs, utilizando diferentes materiales como semiconductores III-V, niobato de litio, vidrios y nitruros de alto índice, polímeros y, por supuesto, silicio. En los dispositivos fotónicos, la luz se controla por la distribución de estos materiales, es decir, en la geometría del silicio, germanio, dopantes, metales y dieléctricos. Para calcular la propagación de ondas de luz a través de la geometría, se utilizan técnicas de modelado electromagnético como el método de diferencias finitas en el dominio temporal (FDTD) [13], expansión de modos propios (EME) [14], elementos finitos (FE) [15] o el método de propagación de haces (BPM) [16]. Se necesita simular en estos dominios físicos para tener en cuenta los



efectos térmicos, electrónicos e incluso nanomecánicos, lo cual conlleva a simulaciones intensas en tiempo de simulación y potencia de procesamiento.

En primer lugar, para definir las reglas de diseño y los procesos de fabricación correspondientes, se debe escoger una instalación de fabricación y creación de prototipos, más conocida como *foundry*, que en este caso es el Instituto de Microelectrónica de Barcelona del Centro Nacional de Microelectrónica del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (IBM-CNM-CSIC) [21], agencia estatal española adscrita al Ministerio de Ciencia e Innovación.

En esta plataforma tecnológica se proporciona un manual de diseño para el usuario en el que se definen los procesos de fabricación con todas las especificaciones relevantes incluyendo los BB con sus características y requisitos geométricos impuestos por este proceso, además de varias indicaciones y reglas de diseño de las diferentes capas. En primer lugar, se define el rango de longitudes de onda (de 400 a 2000 nm), el tamaño y grosor de las obleas (4 pulgadas y 500 micras, respectivamente) y la pila de capas, mostradas en la Figura 14.

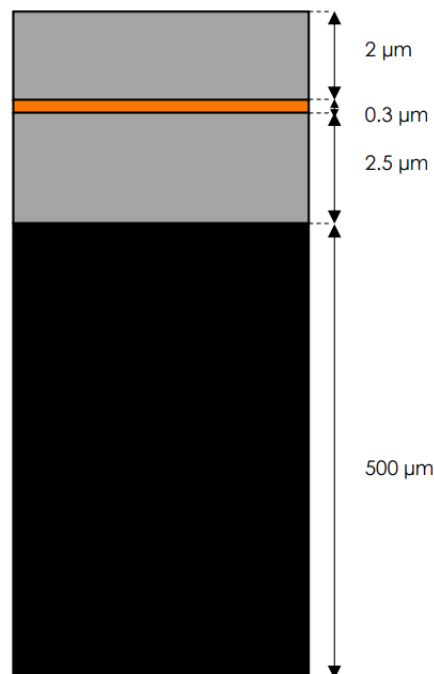


Figura 14. Pila de capas en CNM

El color negro representa el substrato de silicio; el color gris, el óxido de silicio; y el naranja, el nitruro de silicio.

Además del flujo del proceso de definición de las guías de onda así como otros procesos de litografía para la metalización, el manual muestra las diferentes capas GDSII, las estructuras de guía de onda *deep* y *shallow*, los índices de refracción de los diferentes materiales para cada estructura y polarización según la longitud de onda -como se muestra en las Figuras 15 y 16-, los perfiles de los modos fundamentales y otras especificaciones como el mínimo radio de curvatura o las pérdidas asociadas.

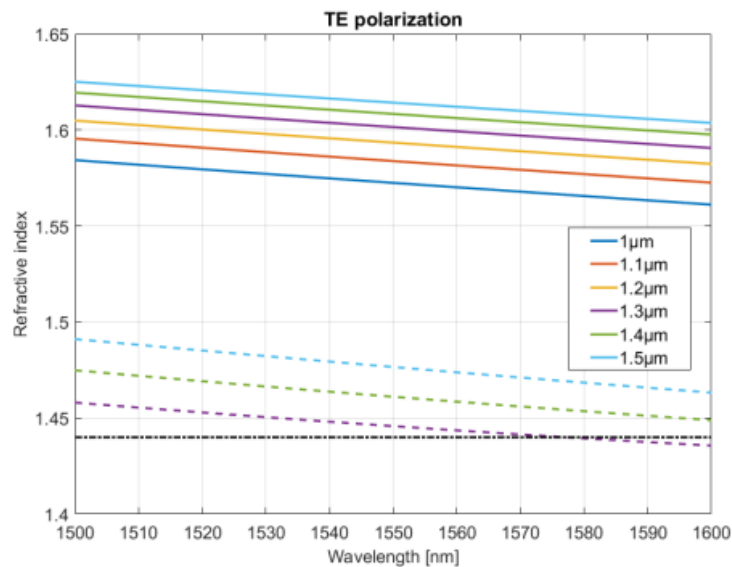


Figura 15. Índice efectivo simulado del modo fundamental (línea continua) y modo de primer orden (líneas discontinuas) para las guías de onda *deep-etch* para TE.

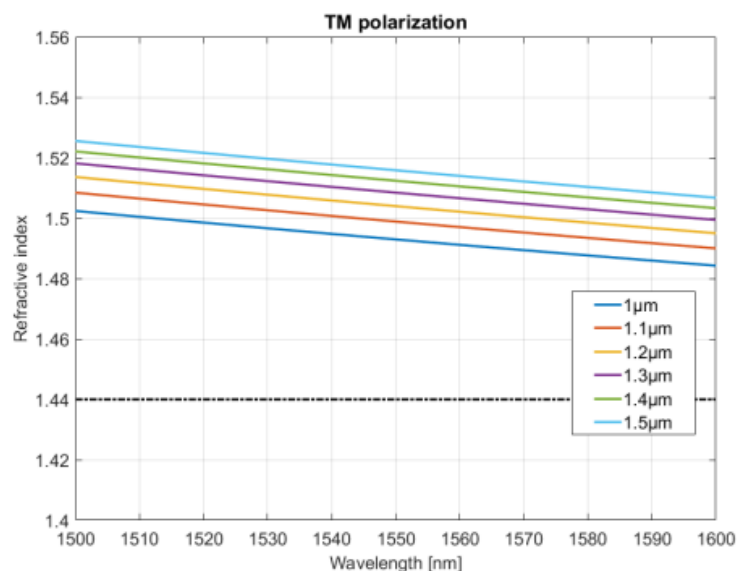


Figura 16. Índice efectivo simulado del modo fundamental (línea continua) y modo de primer orden (líneas discontinuas) para las guías de onda *deep-etch* para TM.

Como se puede observar, aunque las longitudes de onda no sean las correspondientes al rango visible, la polarización TE presenta un mayor índice efectivo modal y, por lo tanto, un mayor factor de confinamiento que el modo polarizado en TM por lo que se usará la polarización TE para el diseño. Además, se ha escogido las guías de onda profundamente grabadas *-deep etched-*.

Otras especificaciones respecto a la plataforma de manufacturación de CNM son el mínimo ancho de la guía, el mínimo espacio entre guías y el mínimo radio de curvatura de esta que son, respectivamente, 0.6 micras, 0.6 micras y 50 micras.

Para la simulación de los diferentes bloques del dispositivo se utiliza el software comercial FIMMWAVE [19] de Photon Design el cual está diseñado para modelar estructuras de guía de onda bidimensionales y tridimensionales incluyendo una gran variedad de solucionadores de modos *-mode solvers-* pudiendo elegir entre métodos semianalíticos (*Film Mode Matching*, FMM) o numéricos (*Finite Difference*, FDM y *Finite Element*, FEM, entre otros) para ajustarse al diseño concreto. En este entorno se integra el módulo de propagación FIMMPROP [20] el cual presenta gran flexibilidad para construir estructuras complejas y bidireccionales, permitiendo una extensiva inspección visual de los campos propagados a través de su algoritmo de expansión de modos propios (EME, por sus siglas en inglés).

### 3.1 Guías monomodo

Las guías de entrada y salida del dispositivo AMMI deberían soportar solo el modo fundamental. Para ello se busca el ancho mínimo para el cual la guía solo permite la propagación de este modo. Mediante la herramienta MOLAB (del inglés, *MOde List Auto Builder*) permite buscar y definir los modos que se propagan a través de la guía. De esa forma, se obtiene que, a partir de un ancho de 0.18  $\mu\text{m}$  hacia abajo, solo se propaga el modo fundamental y así la guía de ondas es monomodo. Esta limitación es físicamente imposible de llevar a cabo en los procesos de fabricación soportados por CNM cuyo mínimo ancho de la guía puede ser de 0.6  $\mu\text{m}$ . No obstante, una forma de reducir los modos de orden superior es reduciendo la altura del núcleo de la guía. La guía utilizada en este diseño es la totalmente grabada, con una altura mínima de 0.3  $\mu\text{m}$  aunque la plataforma permite también el diseño de guías con un grabado parcial de 0.15  $\mu\text{m}$ , como se ve en la Figura 17. Si en el proceso de fabricación no se protege del

grabado la parte central, de  $0.3 \mu\text{m}$ , se obtiene una guía llamada *mini-deep* con una altura de  $0.15 \mu\text{m}$  en total.

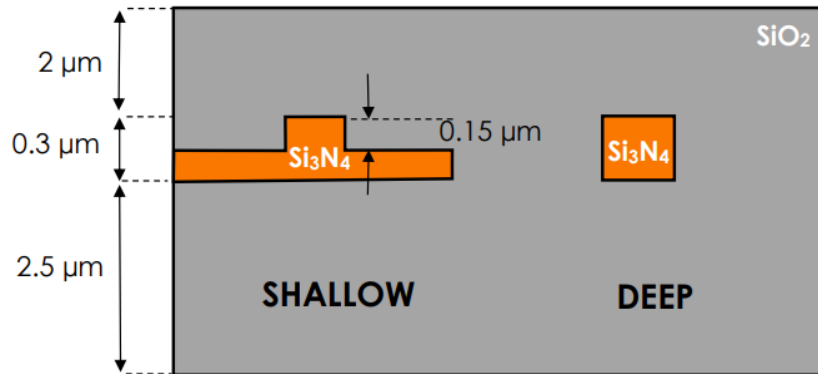


Figura 17. Sección transversal de las guías shallow y deep

De esta forma se consigue reducir el número de modos de orden superior propagándose por la guía de onda de entrada y salida del dispositivo. Además, para que las guías de onda sean estrictamente monomodo, se puede ingeniar un complejo mecanismo de varias curvaturas que supriman la excitación de los modos de orden superior que puedan degradar el funcionamiento del dispositivo [17].

Así, se tiene una guía de onda de entrada y salida al dispositivo con un ancho de  $0.6 \mu\text{m}$  y una altura de  $0.15 \mu\text{m}$  de núcleo de nitruro de silicio con un revestimiento superior e inferior de  $2.15 \mu\text{m}$  y  $2.5 \mu\text{m}$ , respectivamente. Esta sección transversal es la que se conectará con la entrada de la región multimodo a través del *taper* adiabático reportado en la sección 3.3.

### 3.2 Región multimodo

La región multimodo es el cuerpo del dispositivo donde se producen las réplicas de las imágenes. El perfil de campo que se inyecta a la entrada se recoge a la salida a una determinada distancia dependiendo de la longitud de onda y la geometría del dispositivo, como se ha visto, según la ecuación:

$$L_i = \frac{4 * n_{eff} * w_{MDW}^2}{\lambda_i}$$

Para calcular esta longitud a la que se producen las autoimágenes, se escoge un ancho del dispositivo y un ángulo de inclinación de las guías de entrada y salida. Así, dada esta geometría y para las diferentes longitudes de onda, se obtiene la longitud deseada

que, posteriormente, se debe optimizar con un offset debido a las variaciones en los coeficientes de fase que implica angular el dispositivo. En la Figura 18, se puede observar los patrones de interferencia que ocurren al variar el ángulo y, por consiguiente, el offset en la longitud. Se debe tener en cuenta que la longitud real es la longitud teórica sustrayendo este offset, es decir:

$$l_{real} = l_{teorica} - l_{offset}$$

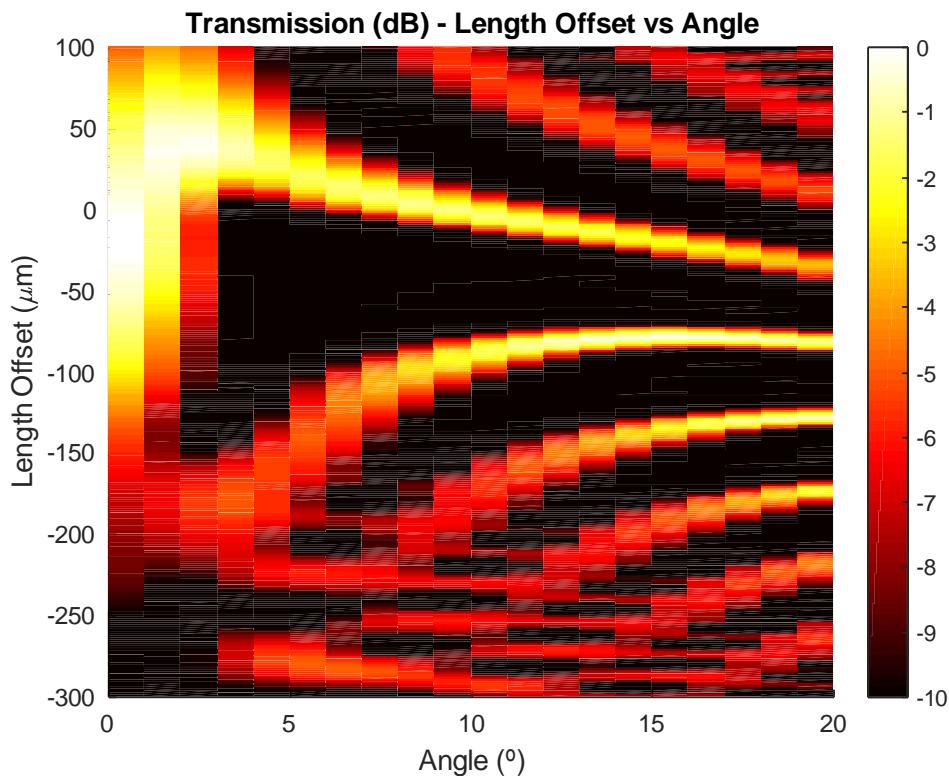


Figura 18. Offset vs Ángulo

### 3.2.1 Fluoróforos

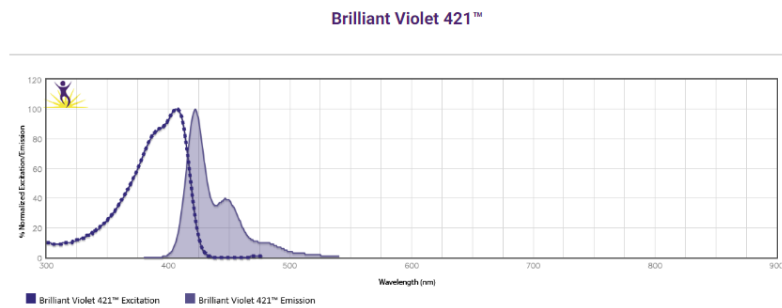
En primer lugar, se debe conocer las longitudes de onda de trabajo de los diplexores y, para ello, se debe conocer los fluoróforos utilizados y reconocer las longitudes de onda de excitación y emisión de estos. En este caso, se ha escogido los fluoróforos de la familia Brilliant Violet de Biologend [22], en concreto, el 421, 510 y 711. En la Tabla 2 se resume las longitudes de onda de excitación y emisión.

Tabla 2. Longitudes de onda de excitación y emisión de la familia de fluoróforos

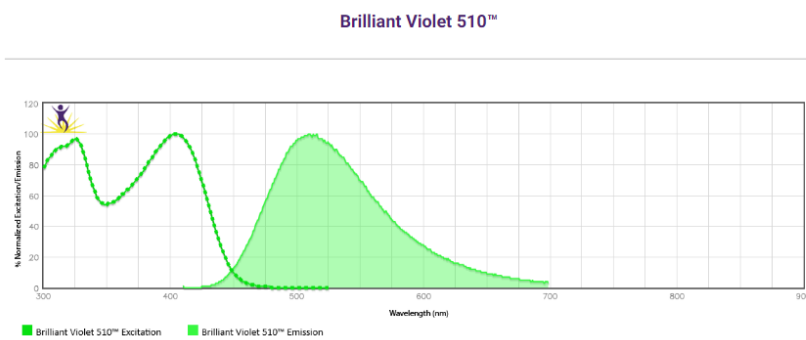
Fluoróforo	BV 421	BV 510	BV 711

<b>Longitud de onda de excitación</b>	405 nm		
<b>Longitud de onda de emisión</b>	421 nm	510 nm	711 nm

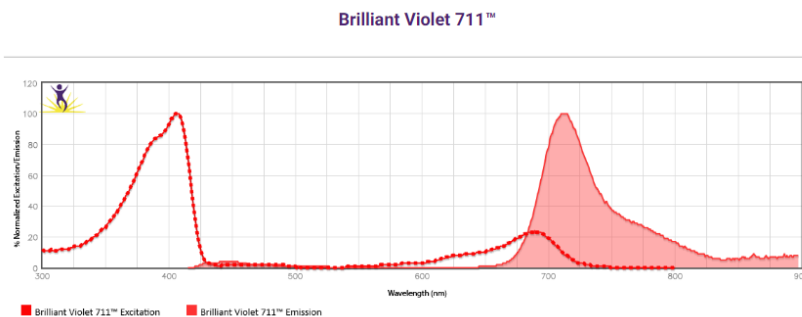
Como se puede observar, también en las Figuras 19, 20 y 21, comparten la misma longitud de onda de excitación. Así, pueden compartir la misma fuente de luz violeta.



**Figura 19. Espectro de fluorescencia de BV 421**



**Figura 20. Espectro de fluorescencia de BV 510**



**Figura 21. Espectro de fluorescencia de BV 711**

### 3.2.2 Diplexores

Dadas esas longitudes de onda y, tras encontrar unos valores óptimos de ángulo y ancho del dispositivo diplexor que se reportan más adelante, se debe realizar un estudio de convergencia de los modos guiados, como se ve en la Figura 22 y, así, obtener el número de modos necesarios para que el dispositivo trabaje de forma óptima, sin tener en cuenta modos excesivos cuya potencia es despreciable y solo saturaría el programa; o, por el contrario, no estimar los modos suficientes para atender la realidad del sistema y obtener resultados erróneos. Así, en la Tabla 3 se recoge el número de modos para el cual el diplexor correspondiente converge adecuadamente.

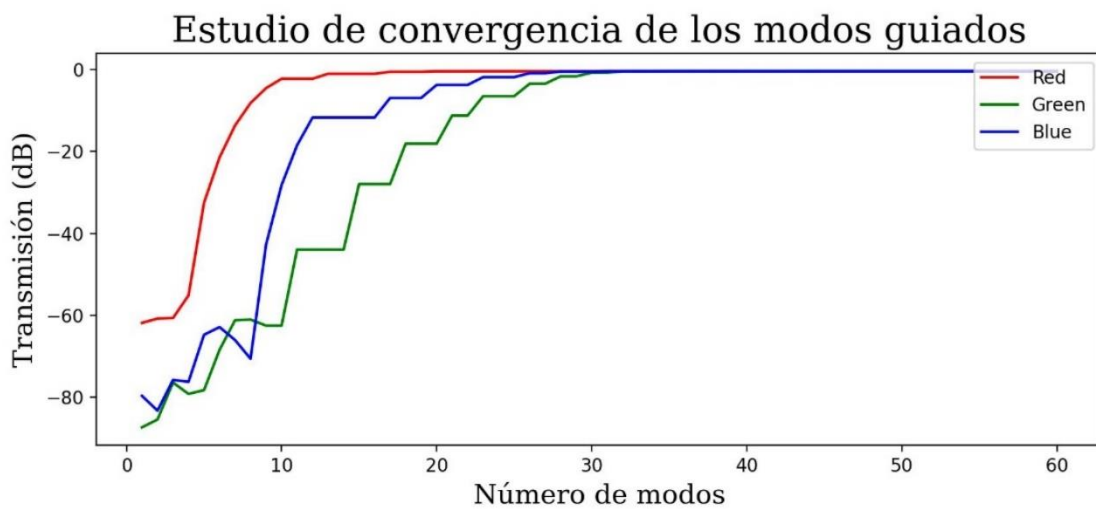


Figura 22. Estudio de convergencia de los modos guiados

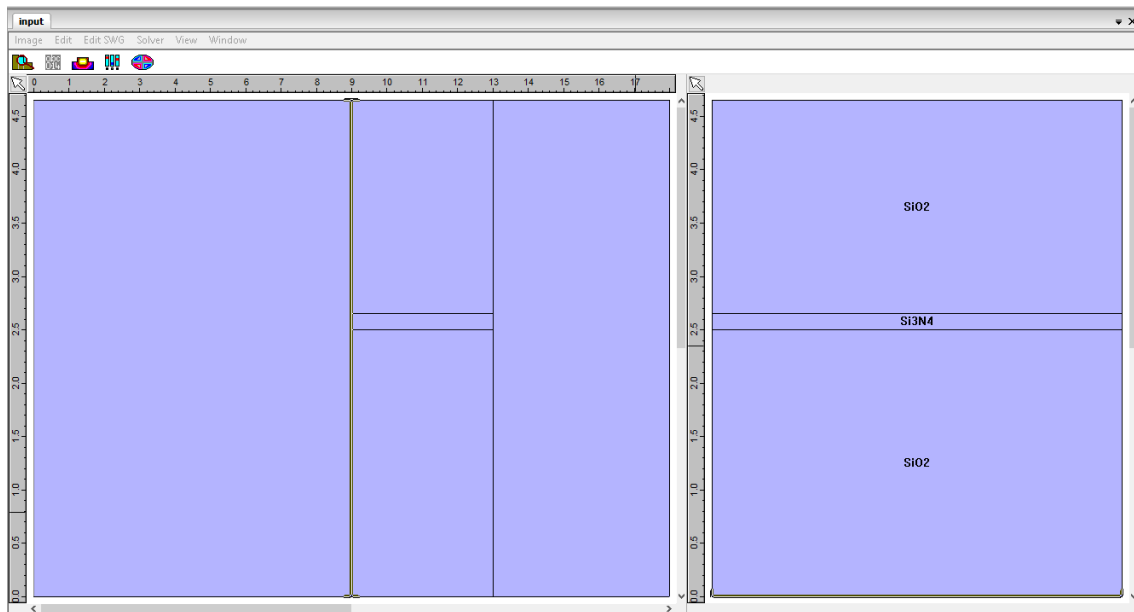
Tabla 3. Número de modos de cada diplexor

Diplexor	Rojo	Verde	Azul
Número de modos	20	35	30

Para el diseño de los diplexores en el entorno de simulación de FIMMWAVE se han de definir las diferentes partes del dispositivo, el cual consiste en la guía de entrada, el cuerpo del AMMI y la guía de salida. Además, hace falta establecer las uniones y su inclinación y, además, los puertos de entrada y salida donde se desea medir la transmisión.

A la hora de definir las guías, se hace mediante cortes longitudinales horizontalmente y, cada uno de estos cortes, en capas superpuestas unas encima de las otras, definiendo los

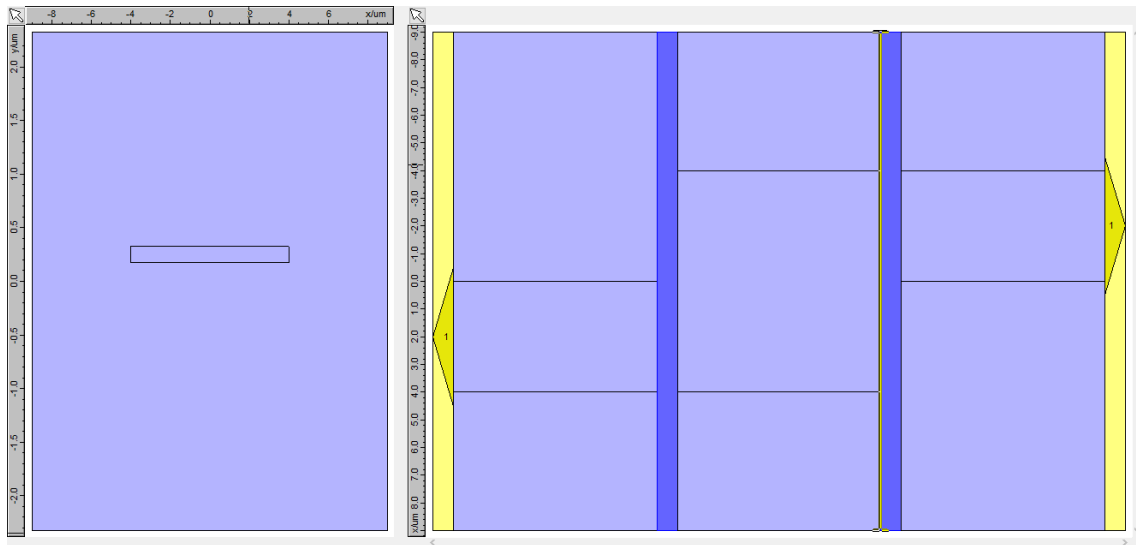
materiales y dimensiones de cada capa. De forma paramétrica para adaptarse a los diferentes anchos y posiciones, se definen variables para los diferentes anchos, altos y largos, tanto del núcleo de nitruro como de los revestimientos, así como otras variables de diseño como el ángulo, longitudes de onda, índices efectivos o resolución de la simulación. Por ejemplo, en la figura 23, se puede ver la geometría que se ha establecido para definir la guía de entrada de un diplexor. La pila de capas del núcleo -la parte central- que se observa a la derecha corresponde con las especificaciones de CNM.



**Figura 23. Vista 2D de la guía de onda de entrada de un diplexor**

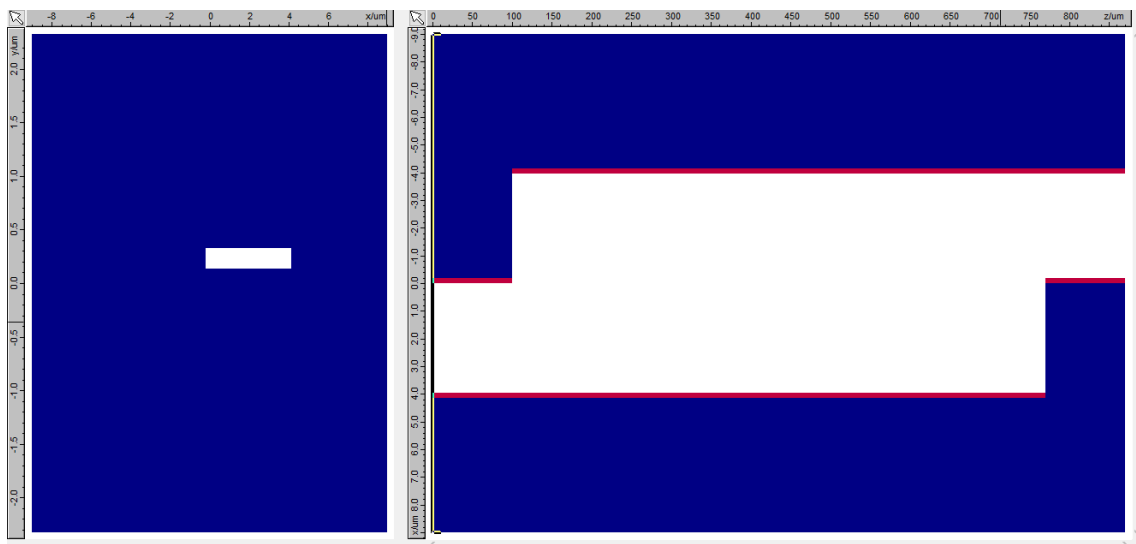
De la misma forma, modificando el ancho y la posición del núcleo, se define la geometría del MMI y la guía de onda de salida, respectivamente. Así, se puede diseñar el dispositivo AMMI uniendo estas secciones entre ellas, como se puede ver en la Figura 24. En esta, se puede apreciar una visión simbólica del dispositivo sin tener en cuenta la longitud de cada parte, aunque el software también permite obtener una vista real mostrando una regla superior y adaptando cada sección a su longitud con un ratio 1:1. No obstante, se muestra esta vista simbólica pues se puede apreciar las zonas amarillas donde se ubican los puertos de entrada y salida así como las zonas azul oscuro donde se definen las uniones y, en sus parámetros, la inclinación que presenta. En la parte izquierda se muestra la sección transversal de la zona seleccionada, en este caso, del cuerpo del AMMI en el que se puede apreciar un núcleo más amplio.





**Figura 24. Vista transversal y simbólica del dispositivo AMMI**

Además, otra de las vistas que permite el entorno es en función del índice de refracción del material, como se ve en la Figura 25. Aquí, se aprecia la vista real de las dimensiones y, a la izquierda, la sección transversal de la guía de onda de entrada, cuyo ancho es menor que el mostrado en la figura anterior.



**Figura 25. Perfil del índice de refracción de los materiales**

Como se puede ver, el dispositivo se simula con una entrada y una salida. A pesar de que el AMMI es un diplexor con dos salidas, a la hora de simularlo se define una única salida y es la longitud del dispositivo como la longitud de onda la que se modifica en función de la simulación que se requiere. Es decir, si se desea ver el funcionamiento del dispositivo cuando la longitud de onda que entra es una diferente, o se desea ver qué

ocurre en la otra salida, solo basta con modificar los parámetros de la longitud de onda o la longitud del dispositivo.

### 3.2.2.1 *Diplexor azul*

En primer lugar, se diseña un diplexor para separar las longitudes de onda de la fuente violeta de 405 nm de la señal óptica emitida por el fluoróforo BV 421 cuya longitud de onda, como indica su nombre, es de 421 nm. Tras optimizar varias configuraciones de ancho y ángulo, se ha escogido un diplexor con un ancho de 9  $\mu\text{m}$  y un ángulo de inclinación de 9°. Así, los índices efectivos de refracción, a las longitudes de onda violeta y azul, son de 2.031712 y 2.020203, respectivamente. De esta forma, se tiene una longitud teórica calculada en la que debería producirse las autoimágenes de los campos a las longitudes de onda violeta y azul de 1625.37  $\mu\text{m}$  y 1554.74  $\mu\text{m}$ , respectivamente. No obstante, al tratarse de un interferómetro en ángulo, se debe corregir la longitud con un offset de 148.66  $\mu\text{m}$  y 144.77  $\mu\text{m}$ , respectivamente. En la Tabla 4 quedan recogidas las longitudes reales y las pérdidas que presenta el dispositivo en las diferentes longitudes de onda en cada una de las dos salidas las cuales están en longitudes distintas.

**Tabla 4. Longitud real y pérdidas del diplexor azul**

Longitud del AMMI	Longitud de onda de excitación	Pérdidas
1774.03 $\mu\text{m}$	Violeta @ 405 nm	0.29 dB
	Azul @ 421 nm	28.05 dB
1696.51 $\mu\text{m}$	Azul @ 421 nm	0.38 dB
	Violeta @ 405 nm	19.63 dB

Como se puede ver, cuando la longitud está optimizada para obtener la autoimagen formada a la longitud de onda del violeta, las pérdidas a esta longitud de onda son mínimas mientras que la longitud de onda azul sufre unas pérdidas mayores de más de 28 dB. De la misma forma ocurre con la salida del dispositivo para la longitud de onda azul, cuya imagen a esa longitud de onda no sufre apenas pérdidas y la otra longitud de onda queda bastante atenuada. Así, se consigue separar y recoger cada imagen replicada del campo de entrada para cada color emitido por el fluoróforo BV 421.

El patrón de interferencias que se crea en el dispositivo se puede ver en la Figura 26, en la que se observa como el perfil de campo de la longitud de onda de interés, la emitida por el fluoróforo a 421 nm, se puede recoger perfectamente a la salida en su longitud optimizada. A la izquierda se puede ver el perfil del campo en su sección transversal.

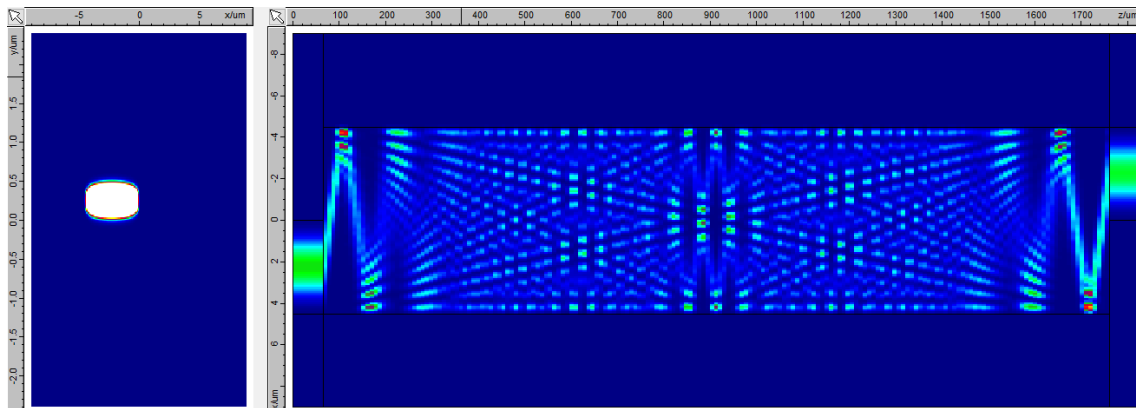


Figura 26. Perfil de campo del diplexor azul

Para tener una visualización más completa del espectro, en la Figura 27 se puede apreciar un barrido de las longitudes de onda para cada una de las longitudes del dispositivo, donde se puede apreciar los valores de transmisión/pérdidas descritas anteriormente.

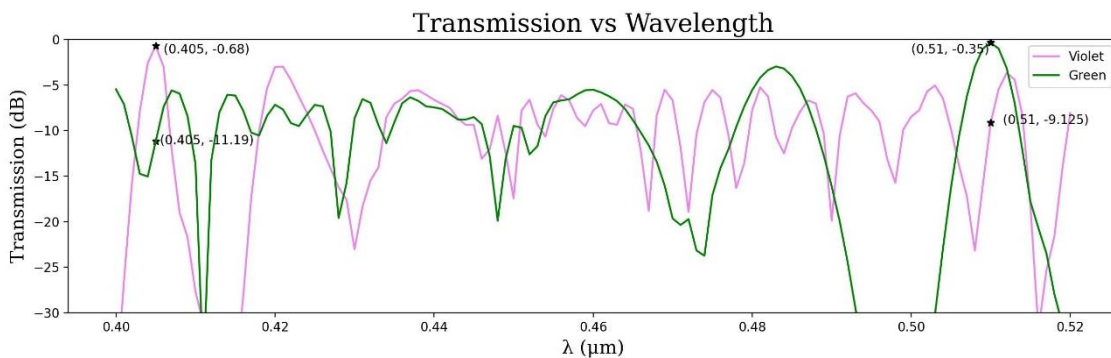


Figura 27. Espectro del diplexor azul para las dos longitudes de salida

### 3.2.2.2 Diplexor verde

De forma análoga ocurre con el diplexor que separa la longitud de onda de la fuente violeta a 405 nm de la emitida por el fluoróforo BV 510 a, como su nombre indica, 510 nm, que se corresponde con un tono verde.

Para este AMMI, se ha escogido un ancho del dispositivo y un ángulo de  $8 \mu\text{m}$  y  $12^\circ$ , respectivamente. Con esta geometría, el índice de refracción del violeta y el verde de

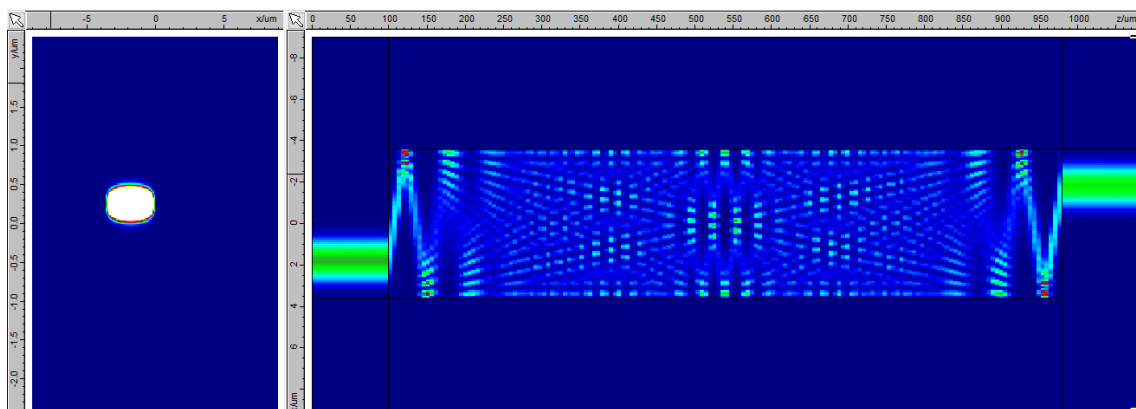
2.031643 y 1.967178, respectivamente. Así, se obtienen unas longitudes teóricas para las cuales se forman las autoimágenes del perfil de campo originado por las longitudes de onda del violeta y del verde de  $1039.93 \mu\text{m}$  y  $799.87 \mu\text{m}$ , respectivamente.

No obstante, como se ha mencionado en varias ocasiones, se debe corregir esta longitud debido a la configuración en ángulo del interferómetro, resultando en unas longitudes de salida del dispositivo recogidas en la Tabla 5. En esta también se reporta las pérdidas de cada longitud de onda en cada una de las salidas.

**Tabla 5. Longitud real y pérdidas del diplexor verde**

Longitud del AMMI	Longitud de onda de excitación	Pérdidas
1290.27 $\mu\text{m}$	Violeta @ 405 nm	0.68 dB
	Verde @ 510 nm	9.13 dB
879.18 $\mu\text{m}$	Verde @ 510 nm	0.35 dB
	Violeta @ 405 nm	11.19 dB

El perfil de campo y el patrón de interferencias que se crea, así como el espectro de transmisión del dispositivo para cada una de las longitudes de salida se pueden observar en las Figuras 28 y 29, respectivamente. En esta primera, al igual que el diplexor anterior, se ilustra el patrón de interferencias formado para la salida correspondiente a la longitud de onda de color verde, emitida por el fluoróforo BV 510, la cual es la que nos interesa separar de la longitud de onda de la fuente de luz violeta.



**Figura 28. Perfil de campo del diplexor verde**

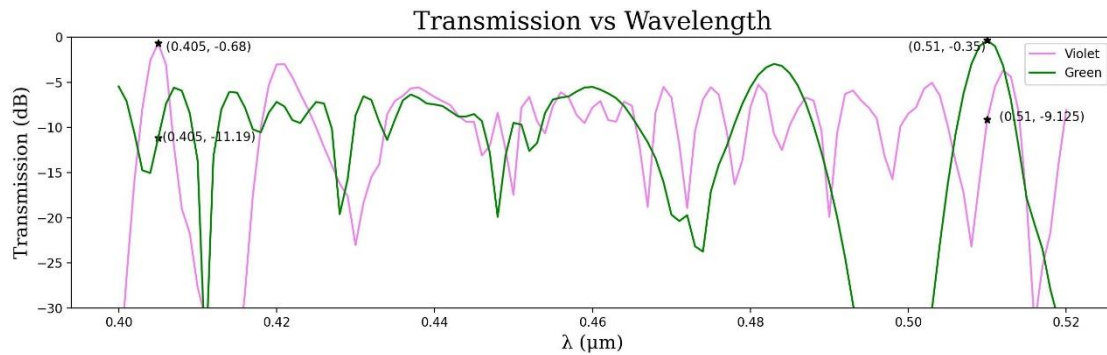


Figura 29. Espectro del diplexor verde para las dos longitudes de salida

### 3.2.2.3 Diplexor rojo

Finalmente, el tercer y último diplexor, se diseña para dividir la longitud de onda emitida por el fluoróforo BV 711 a la longitud de onda de ese número en nanómetros. Tras varias pruebas con diferentes configuraciones de ancho del dispositivo y ángulo de inclinación, se llega a una óptima para 8  $\mu\text{m}$  y 12°, respectivamente. Análogamente a los otros diplexores, se obtienen unos valores de índice efectivo de refracción y longitudes de salida en las que se forman las réplicas de las imágenes del perfil de campo a la entrada que se resumen en la Tabla 6.

Tabla 6. Valores de índice efectivo y longitudes de las salidas del diplexor rojo

$n_{eff}^V$	$n_{eff}^R$	$L_V$	$L_R$
2.031678	1.883722	1284.22 $\mu\text{m}$	678.24 $\mu\text{m}$

Para obtener las longitudes reales se ha tenido que introducir un offset para las longitudes de salida de la luz violeta y roja de 202.16  $\mu\text{m}$  y 7.88  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Así, nuevamente, se reporta en la Tabla 7 las longitudes reales y las pérdidas asociadas a cada salida para cada una de las longitudes de onda.

Tabla 7. Longitud real y pérdidas del diplexor rojo

Longitud del AMMI	Longitud de onda de excitación	Pérdidas
1486.38 $\mu\text{m}$	Violeta @ 405 nm	0.67 dB
	Rojo @ 711 nm	6.69 dB
670.36 $\mu\text{m}$	Rojo @ 711 nm	0.4 dB
	Violeta @ 405 nm	17.14 dB

Se puede apreciar que las mayores pérdidas se dan para la luz generada por la fuente violeta en la salida de la imagen correspondiente a la longitud de onda roja -la que se quiere detectar y atenuar lo mínimo posible- mientras que, en la salida para la luz violeta, no tiene tanta relevancia las pérdidas que sufra la luz roja.

En este sentido, el perfil de campo correspondiente al diplexor rojo cuando se emite la luz roja se puede ver en la Figura 30.

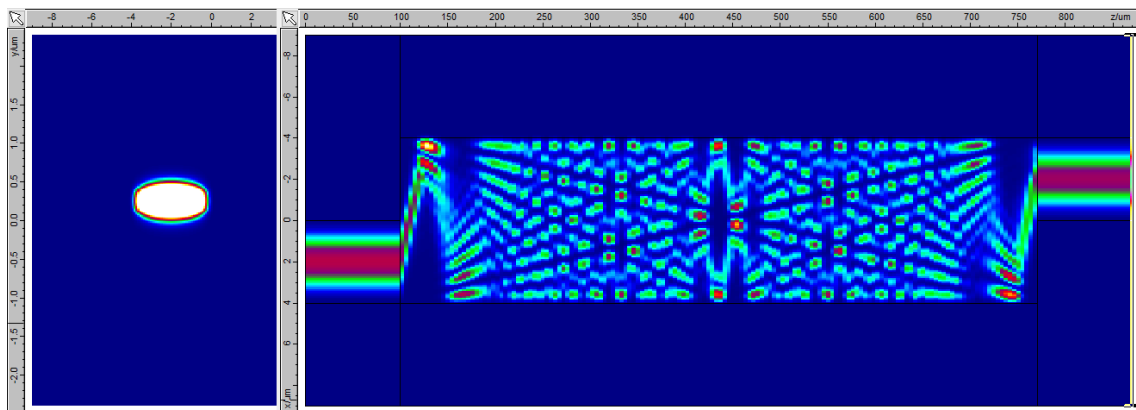


Figura 30. Perfil de campo del diplexor rojo

Por último, el espectro óptico del AMMI se puede observar en la Figura 31, en la que se indica los puntos de interés.

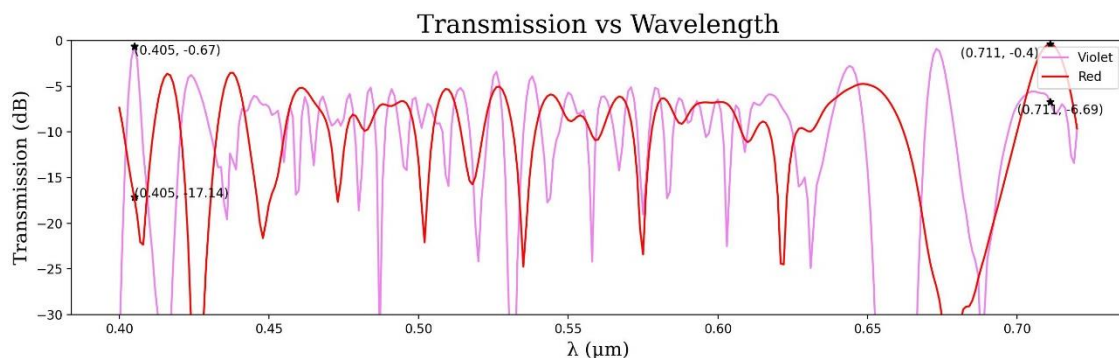


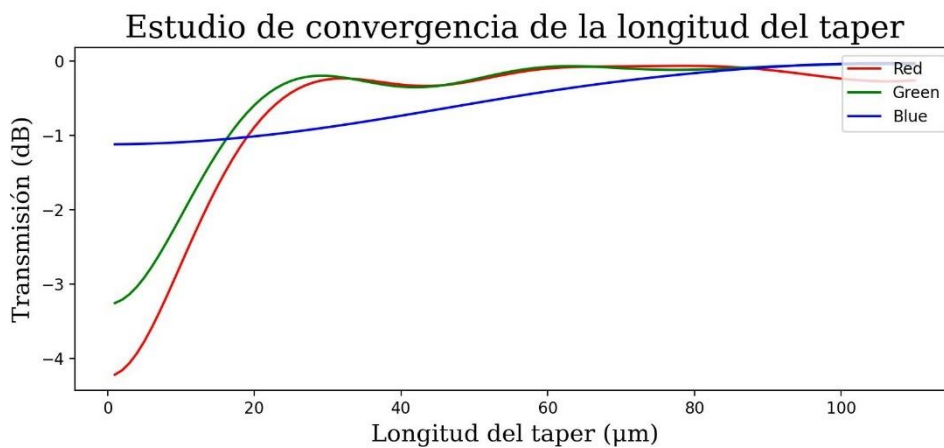
Figura 31. Espectro del diplexor rojo para las dos longitudes de salida

### 3.3 Taper

En FIMMPROP, la palabra *taper* se utiliza para designar cualquier estructura que varíe de forma continua a lo largo de la dirección  $z$ . Esto puede incluir *tapers* reales (por ejemplo, convertidores de tamaño de modo), pero también varios tipos de acopladores, tales como el acoplador de anillo y el acoplador direccional. En este caso, el objetivo

del diseño del *taper* es acoplar y adaptar el modo fundamental desde la guía de entrada - y salida- a -y desde- los puertos de entrada y salida de la región multimodo consiguiendo que no se exciten modos de orden superior mediante una geometría adiabática con una función llamada en forma de S.

Una aproximación que consigue los resultados deseados es definir una longitud diez veces superior a la diferencia entre los anchos de la guía de onda de entrada y el ancho de entrada al interferómetro. No obstante, para realizar un estudio más preciso, se analiza la longitud de los diferentes *tapers* mediante una prueba de convergencia, como muestra la Figura 32.



**Figura 32. Estudio de convergencia de la longitud del taper**

Como se ha visto, se parte de una sección transversal de las guías monomodo de entrada y salida con un ancho de 0.6 micras. Por otro lado, los anchos de entrada a la región multimodo son, para los diplexores rojo, verde y azul de 4 μm, 3.6 μm y 4.5 μm, respectivamente. Las longitudes optimizadas de los *tapers* se recogen en la Tabla 8. Una vista bidimensional de uno de los dispositivos convertidor de modos junto con el perfil del campo se puede apreciar en la Figura 33.

**Tabla 8. Longitud de los *tapers*.**

<b>Taper</b>	Rojo	Verde	Azul
<b>Longitud (μm)</b>	65	65	100

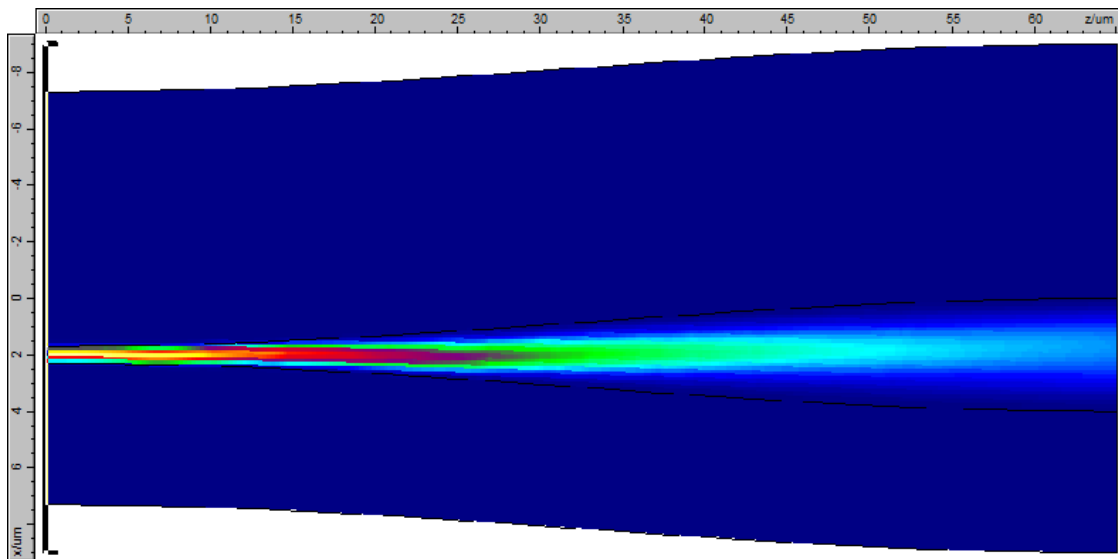


Figura 33. Vista bidimensional de un *taper*

De esta forma, en la Figura 34 se puede ver, a la izquierda y a la derecha, el perfil modal a la entrada y salida del *taper*, respectivamente.

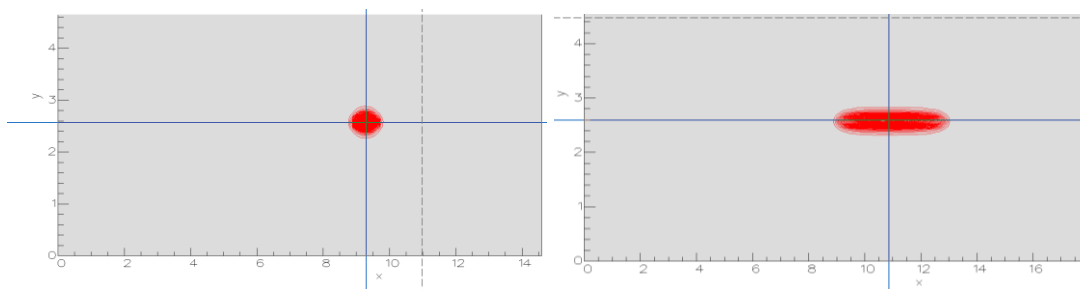


Figura 34. Sección transversal del modo ensanchado

De forma análoga ocurre con los otros *tapers* para las otras longitudes de onda. En la Tabla 9 se muestra las pérdidas de estos dispositivos.

Tabla 9. Pérdidas de los *tapers*

Taper	Rojo	Verde	Azul
Pérdidas (dB)	0.073	0.068	0.033

### 3.4 Layout

El *layout* es un archivo en el que se contiene el diseño del chip que se quiere producir. Para su elaboración se utiliza el formato CAD conocido como GDSII, formato estándar de archivo de base de datos utilizado en la industria de los circuitos integrados, propiedad de Cadence [18]. El programa utilizado como visor de archivos es KLayout



[23] el cual permite visualizar, analizar y editar estos archivos con formato GDS. Presenta una interfaz gráfica intuitiva que facilita la navegación por los archivos de diseño y ofrece una amplia variedad de herramientas para la verificación y análisis de los diseños, así como de generar imágenes de alta resolución y exportar datos de diseño a otros formatos de archivo, lo que permite la integración con otros programas y flujos de trabajo.

De hecho, el entorno de desarrollo integrado (IDE, por sus siglas en inglés) donde se genera el script del *layout* es Spyder [24], diseñado específicamente para la programación en Python. Este entorno está integrado en la plataforma de código abierto de Anaconda [25], la cual incluye, aparte de Spyder, múltiples herramientas y paquetes para la ciencia de datos y la programación en Python. La librería utilizada en este lenguaje es *gdsfactory* [27], una plataforma de código abierto para el diseño, verificación y validación de chips fotónicos de extremo a extremo. Como salida escribe un archivo GDSII u OASIS que se puede enviar a la *foundry* para su fabricación. También exporta configuraciones de componentes (para mediciones y análisis de datos) y *netlists* (para simulaciones de circuitos) en YAML.

Así, mediante el script adjuntado en el Anexo I, se procede a dibujar el *layout* del dispositivo diseñado y simulado anteriormente en el software de Photon Design, como se ve en la Figura 35. En esta, se puede observar el AMMI que sirve como diplexor del fluoróforo rojo: en la primera salida sale la luz proveniente de la fuente violeta y, por la salida final, el perfil de campo replicado de la longitud de onda visible de color rojo.

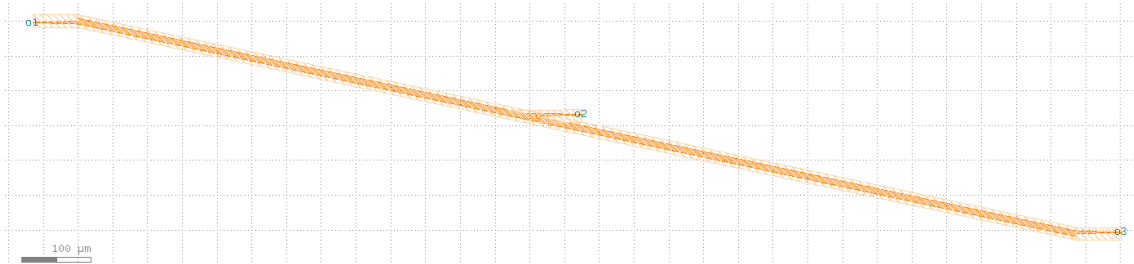


Figura 35. *Layout* del AMMI

Finalmente, además, se realiza una comprobación de las reglas de diseño (DRC, por sus siglas en inglés) para la plataforma de CNM, quedando todos los errores resueltos y cumpliendo las especificaciones de diseño necesarias para el proceso de fabricación. Ha

vido necesario corregir un ángulo el cual creaba un espacio menor de 0.6 micras lo que imposibilita su fabricación, como se puede ver en las Figuras 36 y 37.

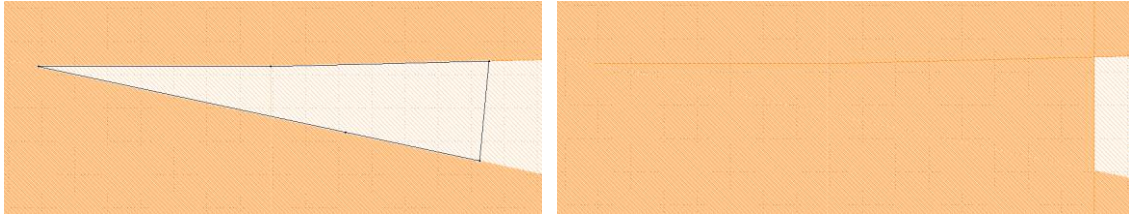


Figura 36. Ángulo crítico del layout antes y después corregido

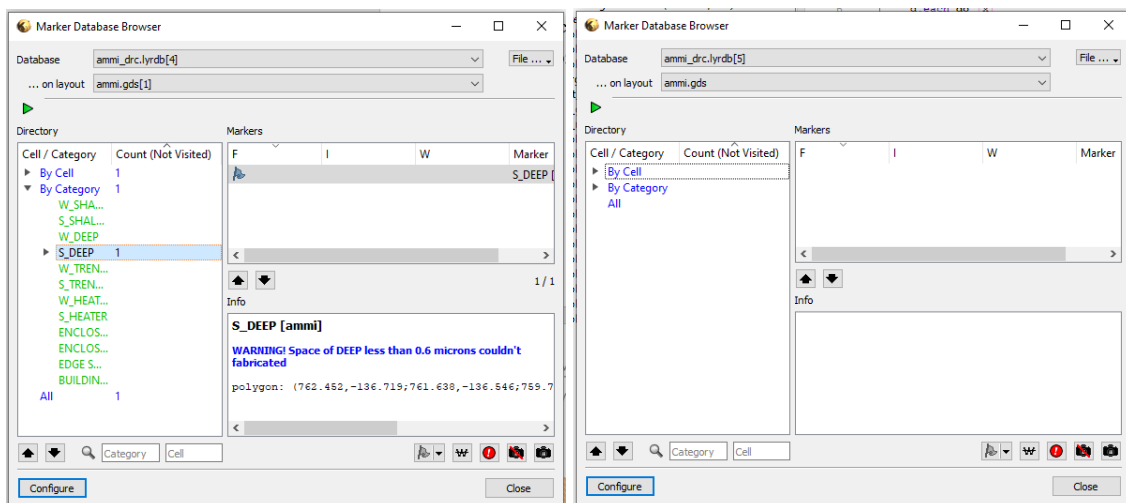


Figura 37. DRC con error y sin error

## Capítulo 4. Procesos y tecnologías de fabricación

En cuanto a los procesos y tecnologías de fabricación, se debe mencionar el espacio en el que se llevan a cabo los procesos de fabricación de los chips fotónicos, pues la tecnología se ve afectada por las condiciones ambientales y la ubicación donde ocurren los procesos. Cuando hablamos de dispositivos nanométricos, una partícula pequeña -de polvo, humedad, etc.- puede contaminar un producto final con impurezas, por lo que se deben utilizar salas limpias para fabricar estos componentes y dispositivos. Estas salas son muy costosas de operar, mantener y construir, ya que son espacios especialmente diseñados para evitar la generación de partículas y minimizar la cantidad de partículas en el aire. Además, se deben controlar la temperatura, humedad y presión, así como minimizar la generación de partículas de todos los elementos utilizados dentro de la sala limpia. En los procesos de fabricación de la fotónica de silicio, que es compatible con los procesos CMOS, se sigue la norma ISO 14.644 la cual requiere de salas limpias de Clase 3. En la Figura 38 se puede observar una sala limpia de la UPV.



Figura 38. Sala limpia en la UPV

A continuación, se explica el proceso genérico utilizado en la fabricación de PICs pasivos basados en SOI, como se ve en la Figura 39, pudiéndose extender a otras plataformas de silicio. En primer lugar, las obleas se limpian con diversos solventes, se secan y se les aplica hexametildisilazano (HMDS) para mejorar la adhesión de la resina. Luego se recubren con fotorresina mediante *spin-coating*, seguido de un recocido que determina la calidad de las estructuras generadas. La oblea se expone a radiación

ultravioleta a través de una máscara que contiene los patrones y se somete a un horneado para mejorar el proceso químico y reducir la rugosidad.

Después, se sumerge en un solvente controlado para el revelado, seguido de un horneado y limpieza suave mediante plasma de oxígeno para evitar dañar la capa de resina. Luego, la oblea se somete a un procedimiento irreversible de grabado mediante RIE -grabado en seco-, seguido de un decapado de la capa de resina con solventes y/o plasma de oxígeno. Finalmente, se deposita por CVD una capa de  $\text{SiO}_2$  para proteger las estructuras generadas en la capa de silicio [26].

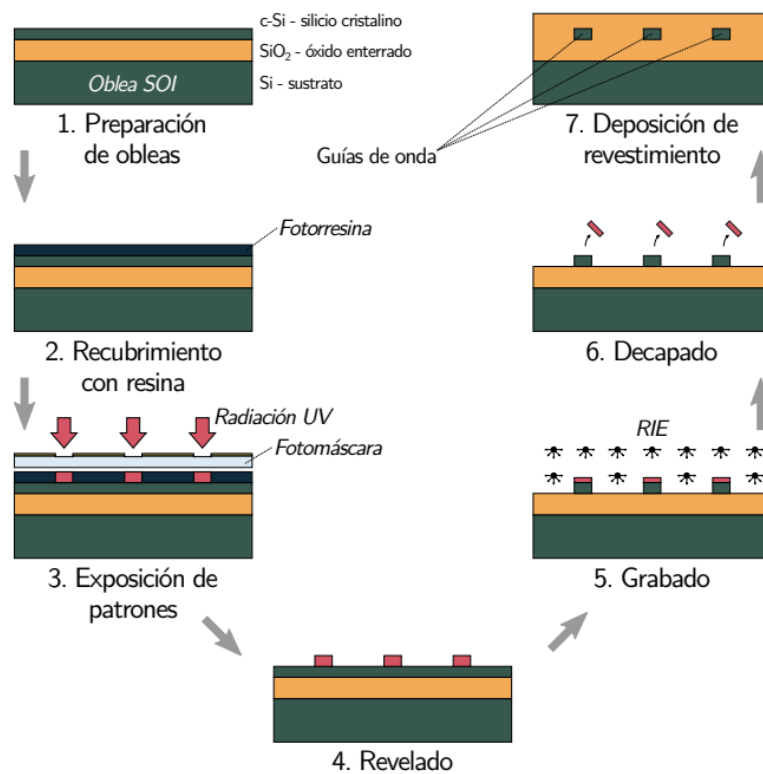


Figura 39. Flujo de procesos estándar en la fabricación de guías de onda SOI

## Capítulo 5. Conclusiones y líneas futuras

En este Trabajo Final de Máster se reporta la viabilidad en el diseño de un dispositivo fotónico integrado cuya funcionalidad reside en la división de longitud de onda proveniente de una fuente de luz visible de color violeta y de las emisiones de luz de tres fluoróforos diferentes en tonos rojo, azul y verde.

Se corrobora la viabilidad en la implementación de estos PICs ajustándose a los objetivos propuestos en relación con las pérdidas máximas y mínimas establecidas para este diseño, los cuales son obtener pérdidas menores de 0.7 dB en cada canal cuando se desea detectar la luz del color correspondiente a este y, por otro lado, pérdidas mayores a 10 dB para la longitud de onda del color no deseado en el canal del color deseado. Es decir, por ejemplo, que se ha obtenido pérdidas de -19.63 dB para el diplexor azul para la longitud de onda de la fuente visible violeta en el canal en el que se debe recoger el perfil de campo replicado de luz azul. Para este mismo canal de salida, las pérdidas del color deseado azul son de 0.38 dB. Igualmente ocurre en el resto de los diplexores.

Además, se reporta el estudio y análisis de las técnicas de interferometría en dispositivos fotónicos, así como el funcionamiento aplicado a la óptica de la fluorescencia y los fluoróforos asociados. También se reporta los diferentes procesos y tecnologías fundamentales en la producción de estos chips fotónicos en la plataforma de silicio.

En futuros trabajos e investigaciones, bien de cara a un doctorado o un trabajo multidisciplinar, se podría realizar el diseño completo del sistema optofluídico diseñando las partes en las que se deposita el fluoróforo y la luz interactúa con este, teniendo un mayor conocimiento en el ámbito bioquímico y optofluídico.



## Capítulo 6. Bibliografía

- [1] Olaru, A., Bala, C., Jaffrezic-Renault, N., & Aboul-Enein, H. Y. Surface Plasmon Resonance (SPR) Biosensors in Pharmaceutical Analysis. *Critical Reviews in Analytical Chemistry* (2015), 45(2), 97–105.
- [2] Nigam, V. K., & Shukla, P. Enzyme based biosensors for detection of environmental pollutants-A review. *J Microbiol Biotechnol* (2015), 25(11), 1773–1781.
- [3] Chae, M.-S., Kim, J., Jeong, D., Kim, Y., Roh, J. H., Lee, S. M., Heo, Y., Kang, J. Y., Lee, J. H., Yoon, D. S., Kim, T. G., Chang, S. T., & Hwang, K. S. Enhancing surface functionality of reduced graphene oxide biosensors by oxygen plasma treatment for Alzheimer’s disease diagnosis. *Biosensors and Bioelectronics* (2017), 92, 610–617.
- [4] Saito, M., Uchida, N., Furutani, S., Murahashi, M., Espulgar, W., Nagatani, N., Nagai, H., Inoue, Y., Ikeuchi, T., Kondo, S., Uzawa, H., Seto, Y., & Tamiya, E. Field-deployable rapid multiple biosensing system for detection of chemical and biological warfare agents. *Microsystems & Nanoengineering* (2018), 4, 17083.
- [5] Turner, A.P. (2000). Biosensors – sense and sensitivity. *Science* 290, 1315–1317
- [6] García-Calvo, G. Diseño y evaluación de nanosensores fotónicos para la detección precoz de la insuficiencia pancreática exocrina. (2016)
- [7] Andrés, L. Nanoscopía de fluorescencia con uso eficiente de fotones mediante el escaneo de mínimos de intensidad de luz. *Ciencias exactas y naturales*. (2021)
- [8] Rodríguez-Ruiz, I., N. Ackermann, T., Muñoz-Berbel, X. Llobera, A. Photonic Lab-on-a-Chip: Integration of Optical Spectroscopy in Microfluidic Systems. (2016).
- [9] M. Piels, J. F. Bauters, M. L. Davenport, M. J. R. Heck, and J. E. Bowers, J. Lightwave Technol. 32, 817 (2014)
- [10] D. Dai, Z. Wang, J. F. Bauters, M.-C. Tien, M. J. R. Heck, D. J. Blumenthal, and J. E. Bowers, *Opt. Express* 19, 14130 (2011).



- [11] E. Ryckeboer, X. Nie, A. Z. Subramanian, D. Martens, P. Bienstman, S. Clemmen, S. Severi, R. Jansen, G. Roelkens, and R. Baets, Proc. SPIE 9891, 98911K (2016).
- [12] Y. Hu, R. M. Jenkins, F. Y. Gardes, E. D. Finlayson, G. Z. Mashanovich, and G. T. Reed. Wavelength division (de)multiplexing based on dispersive self-imaging (2011).
- [13] K. S. Kunz and R. J. Luebbers, The finite difference time domain method for electromagnetics (CRC press, 1993).
- [14] D. F. Gallagher and T. P. Felici, Eigenmode expansion methods for simulation of optical propagation in photonics: pros and cons, in: Integrated Optoelectronics Devices, (2003), pp. 69–82.
- [15] J. M. Jin, The finite element method in electromagnetics (John Wiley & Sons, 2015).
- [16] W. Huang, C. Xu, S. T. Chu, and S. K. Chaudhuri, Journal of Lightwave Technology 10(3), 295–305 (1992).
- [17] Pathak, Shibnath & Petrov, Konstantin & Larson, Michael & Mizrahi, Amit. (2020). Waveguide Bends for Suppressed Mode Coupling. IEEE Journal of Quantum Electronics. 56. 1-10. 10.1109/JQE.2019.2958364.
- [18] Cadence Design Systems, Inc., [https://www.cadence.com/en\\_US/home.html](https://www.cadence.com/en_US/home.html)
- [19] FIMMWAVE, Photon Design, <https://www.photond.com/products/fimmwave.htm>
- [20] FIMMPROP, Photon Design, <https://www.photond.com/products/fimmprop.htm>
- [21] Instituto de Microelectrónica de Barcelona, Centro Nacional de Microelectrónica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, <https://www.imb-cnm.csic.es/es>
- [22] BioLegend, Inc., <https://www.biolegend.com/en-us/brilliant-violet>
- [23] KLayout, Free Silicon Foundation, <https://www.klayout.de/>
- [24] Spyder IDE, the Scientific Python Development Environment, <https://www.spyder-ide.org/>
- [25] Anaconda, Inc., <https://anaconda.org/>



- [26] Peyton, R. R. (2022). Estudio, diseño y caracterización de dispositivos fotónicos integrados fabricados con diferentes plataformas tecnológicas. (Tesis de doctorado). Universidad Nacional de Quilmes, Bernal, Argentina. Disponible en RIDAA-UNQ Repositorio Institucional Digital de Acceso Abierto de la Universidad Nacional de Quilmes <http://ridaa.unq.edu.ar/handle/20.500.11807/3625>
- [27] gdsfactory, <https://gdsfactory.github.io/gdsfactory/>



## Capítulo 7. Anexos

### 7.1 Anexo I. Script del *layout*

```
1  # -*- coding: utf-8 -*-
2  """
3  Created on Wed Apr 12 11:51:45 2023
4
5  @author: Miguel Ángel Devesa
6  """
7
8  w_mmi = 8; l_r = 1468.38; l_v = 670.37; w_tot = 18; angle = -12; w_io = w_mmi/2; w_a = 0.6
9
10 import gdsfactory as gf
11
12 #WGin
13 s1 = gf.Section(width=w_tot, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
14 X0in = gf.CrossSection(
15     width=w_a,
16     offset=2,
17     layer=(2, 0),
18     name="wg",
19     port_names=("o1", "o2"),
20     sections=[s1]
21 )
22
23 #WGout
24 s1 = gf.Section(width=w_tot, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
25 X0out = gf.CrossSection(
26     width=w_a,
27     offset=-2,
28     layer=(2, 0),
29     name="wg",
30     port_names=("o1", "o2"),
31     sections=[s1]
32 )
33
34 # INPUT
35 s1 = gf.Section(width=w_tot-2*0.197, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
36 X1 = gf.CrossSection(
37     width=w_io-2*0.087,
38     offset=2,
39     layer=(2, 0),
40     name="in",
41     port_names=("o1", "o2"),
42     sections=[s1],
43 )
44
45 # BODY
46 s1 = gf.Section(width=w_tot, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
47 X2 = gf.CrossSection(
48     width=w_mmi,
49     offset=0,
50     layer=(2, 0),
51     name="body",
52     port_names=("o1", "o2"),
53     sections=[s1],
54 )
55
```

```
56 # OUTPUT VIOLET
57 s1 = gf.Section(width=w_tot-2*0.197, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
58 X3 = gf.CrossSection(
59     width=w_io-2*0.087,
60     offset=-2,
61     layer=(2, 0),
62     name="o_v",
63     port_names=("o1", "o2"),
64     sections=[s1],
65 )
66
67 # OUTPUT RED
68 s1 = gf.Section(width=w_tot-2*0.197, offset=0, layer=(11, 0), name="etch")
69 X4 = gf.CrossSection(
70     width=w_io-2*0.087,
71     offset=-2,
72     layer=(2, 0),
73     name="o_r",
74     port_names=("o1", "o2"),
75     sections=[s1],
76 )
77
78 # To show the cross-sections, let's create two Paths and
79 # create Components by extruding them
80 P1 = gf.path.straight(length=1)
81 P2 = gf.path.straight(length=1_r).rotate(angle, (0, 0))
82 P3 = gf.path.straight(length=1)
83 P4 = gf.path.straight(length=1)
84 P5 = gf.path.straight(length=64)
85
86 wg1 = gf.path.extrude(P1, X1, shear_angle_end=angle).movex(99)
87 wg2 = gf.path.extrude(P2, X2)
88 wg3 = gf.path.extrude(P3, X3, shear_angle_start=angle-90).movex(760.1855).movey(-136.238)
89 wg4 = gf.path.extrude(P4, X4, shear_angle_start=angle).movex(1_r+67.912).movey(-305.294)
90
91 #TAPER
92 Xtin = gf.path.transition(cross_section1=X0in, cross_section2=X1, width_type="sine")
93 Pt = gf.path.straight(length=64, npoints=100)
94 taper_in = gf.path.extrude(P5, Xtin).movex(-64+99)
95
96 Xtout = gf.path.transition(cross_section1=X3, cross_section2=X0out, width_type="sine")
97 Pt = gf.path.straight(length=64, npoints=100)
98 taper_o1 = gf.path.extrude(P5, Xtout)
99
100 Xtout = gf.path.transition(cross_section1=X4, cross_section2=X0out, width_type="sine")
101 Pt = gf.path.straight(length=64, npoints=100)
102 taper_o2 = gf.path.extrude(P5, Xtout)
103
104
```

```
105
106 # Place both cross-section Components and quickplot them
107 c = gf.Component("cmmi")
108 wg1ref = c << wg1
109 wg2ref = c << wg2
110 wg2ref.movex(100)
111 wg3ref = c << wg3
112 wg4ref = c << wg4
113 taper_inref = c << taper_in
114 taper_o1ref = c << taper_o1
115 taper_o2ref = c << taper_o2
116
117 # DRC correction
118 r1 = c << gf.components.rectangle(size=(3.8, 8.58), layer=(2, 0)).movex(759).movey(-144.1)
119
120 taper_o1ref.connect("o1", destination=wg3.ports["o2"]).movey(2)
121 taper_o2ref.connect("o1", destination=wg4.ports["o2"]).movey(2)
122
123 # PORTS
124 c.add_port("o1", port=taper_inref.ports["o1"])
125 c.add_port("o2", port=taper_o1ref.ports["o2"])
126 c.add_port("o3", port=taper_o2ref.ports["o2"])
127
128 c
```