ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA



### Trabajo Fin de Máster

### Fabricación de un micro-endoscopio de vista lateral basado en fibras de imagen

# (Fabrication of a lateral view micro-endoscope based on imaging fibers)

Para acceder al Título de

### Máster Universitario en Ciencia e Ingeniería de la Luz

Autor: Paula de Celis Castro

Septiembre – 2022



E.T.S. DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACION

### MASTER UNIVERSITARIO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA LUZ

### CALIFICACIÓN DEL TRABAJO FIN DE MASTER

Realizado por: Paula de Celis Castro Director del TFM: Luis Rodríguez Cobo y Pablo Roldán Varona Título: "Fabricación de un micro-endoscopio de vista lateral basado en fibras de imagen" Title: "Fabrication of a lateral view micro-endoscope based on imaging fibers"

### Presentado a examen el día: 29 Septiembre 2022

para acceder al Título de

### MASTER UNIVERSITARIO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LA LUZ

<u>Composición del Tribunal:</u> Presidente: Olga Mª Conde Portilla Secretario: Antonio Quintela Incera Vocal: María Ángeles Quintela Incera

Este Tribunal ha resuelto otorgar la calificación de: .....

Fdo.: El Presidente	Fdo.: El Secretario
Fdo.: El Vocal	Fdo.: El Director del TFM (sólo si es distinto del Secretario)
V° B° del Coordinador	Trabajo Fin de Máster N° (a asignar por Secretaría)

#### RESUMEN

El desarrollo de la fibra óptica ha facilitado el avance en numerosos campos como las comunicaciones y la medicina. La creación de sensores basados en la fotónica que permiten la medida de magnitudes físicas, ha provocado una revolución frente a los sensores convencionales. En el campo de la medicina, el objetivo principal de la endoscopia es la visualización del interior de las cavidades del cuerpo humano, por ello existe un gran interés en la obtención de sensores a partir de fibra óptica. En particular, las fibras de imagen son un tipo de fibra óptica que debido a sus características resultan ventajosas para el desarrollo de este tipo de sensores de imágenes. Este tipo de fibras están formadas por miles de núcleos constituidos en un mismo revestimiento, fabricados generalmente de vidrio o de polímeros. Otra característica de este tipo de guías de onda es su flexibilidad y adaptación a las distintas cavidades.

Los endoscopios convencionales tenían limitada su flexibilidad, pero con la introducción de la fibra óptica, su uso en pacientes es más seguro que los anteriores, e igualmente es posible acceder a zonas que requieren un diámetro realmente reducido del endoscopio.

Tanto los endoscopios convencionales como los formados a partir de fibras ópticas presentan la particularidad de que suelen ser fabricados para la visualización frontal de la muestra, hecho que dificulta la obtención de imágenes laterales.

En esta memoria se propone el diseño, la simulación y la fabricación de un *end-cap* de sílice fundida fabricado mediante láser de femtosegundo, situado al final de la fibra óptica de plástico para la obtención de imágenes laterales.

Para llevar a cabo el objetivo principal del trabajo se realizó un análisis simulado de los diseños propuestos. En las simulaciones se analizó la potencia que llega a través de la fibra de imagen a la muestra y la imagen que se obtiene en la fibra para distintos *end-caps* y distintos *coatings*.

**Palabras clave**: fibra plástica, fibra vidrio, imagen lateral, diámetro reducido, fabricación, aplicaciones, micro endoscopia.

#### ASTRACT

The development of optical fiber has facilitated advancement in numerous fields such as communications and medicine. The creation of sensors based on photonics that allow the measurement of physical magnitudes has caused a revolution compared to conventional sensors. On medicine, the main objective of endoscopy is the visualization of the interior of the cavities of the human body, for this reason there is great interest in obtaining sensors from optical fiber. In particular, image fibers are a type of optical fiber that, due to their characteristics, are advantageous for the development of this type of image sensors. This type of fibers is made up of thousands of cores made up of the same coating, generally made of glass or polymers. Another characteristic of this type of waveguide is its flexibility and adaptation to different cavities.

Conventional endoscopes had limited flexibility, but with the introduction of the optical fiber in patients is safer than the previous ones, and it is also possible to access areas that require a really small diameter in the endoscope.

Both conventional endoscopes and those made from optical fibers have the peculiarity that they are usually manufactured for frontal viewing of the sample, a fact that makes it difficult to obtain lateral images.

This report proposes the design, simulation and fabrication of a fused silica end-cap manufactured by femtosecond laser, located at the end of the plastic optical fiber for obtaining lateral images.

To carry out the main objective of the work, a simulated analysis of the proposed designs. In the simulations, the power that arrives through the image fiber to the sample and the image that is obtained in the fiber for different end-caps and different coatings were analyzed.

**Keywords**: plastic fiber, glass fiber, lateral image, reduced diameter, manufacturing, applications, micro endoscopy.

## Agradecimientos

Agradecer a mis directores Luis Rodríguez y Pablo Roldán por la oportunidad de realizar este trabajo, por su ayuda durante el proceso de realización y por su infinita paciencia. Siempre con buen humor y muy atentos en todo momento.

A mis amigos por animarme durante todos estos meses.

A mis padres y a mi abuela, por el apoyo y cariño que he tenido durante la realización de este trabajo.

## Índice

1.	Introducción	14
2.	Fibra óptica	16
	2.1.Estado del arte	16
	2.2. Tipos de fibra óptica	16
	2.2.1. Fibra de imagen de vidrio	18
	2.2.2. Fibra de imagen de plástico	20
	2.2.2.1. Comparación Fibra de imagen de plástico y vidrio	21
	2.3.Estructura	22
	2.4.Propagación de la luz	22
	2.5.Aplicación a la endoscopía	23
3.	Diseño del end-cap	25
4.	Simulaciones	27
	4.1.Comparación diseños del end-cap	32
	4.2.Estudio del modelo prisma simple	39
	4.3.Efecto de la apertura numérica de la fibra	45

5.	Fabricación del micro-endoscopio	47
	5.1.Etapas	47
	5.1.1. Inscripción con láser	47
	5.1.2. Etching químico	50
	5.1.3. Coating de plata	50
	5.1.4. Ensamblaje del end-cap en la fibra	51
	5.2.Compatibilidad biológica de los materiales	52
6.	Conclusiones y líneas futuras	53
	6.1 Conclusiones	53
	6.2Líneas futuras	54
7.	Referencias	55
Aı	1exos	60
I	Especificaciones fibra óptica	60
II.	- Códigos Simulaciones	61

## Índice figuras

Figura 2.1 Representación de la sección transversal de una Fibra Óptica de Imagen
Tomada de [21]19
<b>Figura 2.2</b> Corte transversal de una fibra óptica. Se pueden identificar las distintas partes que la componen, el núcleo o <i>core</i> , el revestimiento o <i>cladding</i> y el revestimiento primario o <i>jacket</i>
<b>Figura 2.3</b> Diagrama Ley de Snell
Figura 2.4 Diagrama reflexión total interna dentro de una sección de fibra óptica
Figura 3.1 Imágenes 2D de los diseños de End-Cap. a) End-cap de prisma simple
para la obtención de imágenes laterales. b) End-cap doble prisma para la obtención de imágenes laterales
Figura 3.2 Imágenes 3D de los diseños de End-Cap. a) End-cap de prisma simple
para la obtención de imágenes laterales. b) End-cap doble prisma para la obtención de
imágenes laterales
<b>Figura 3.3</b> Medidas para el modelo Prisma Simple a) Plano YZ b) Plano YX26
Figura 3.4 Medidas para el modelo Prisma Doble a) Plano YZ b) Plano YX c) PlanoXZ
Figura 4.1- Diagrama de bloques de las distintas fases llevadas a cabo en este capítulo
Figura 4.2- Vista frontal de la simulación de los núcleos de la fibra óptica. En azul se
muestran los núcleos no simulados y en rojo los núcleos simulados utilizados para
iluminación, estos corresponden el 65,38% de los núcleos
<b>Figura 4.3-</b> Imágenes simuladas a partir de los cores. A) Muestra imagen letra "A". B) Muestra imagen cruz C) Muestra imagen contraste blanco y negro

  Figura 4.13.- Representación gráfica de la Irradiancia detectada. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores una detección a 1mm de la muestra. para los casos de: A) Mirror B) Ag C) Non Mirror......40

**Figura 4.14.-** Evolución de la potencia detectada en la fibra óptica en función de la distancia entre la imagen/muestra y el end-cap, para el diseño de prisma simple con distintos *coatings* reflector perfecto, plata y sin recubrimiento (non mirror)......41

Figura 5.2 Representación gráfica del set-up para el grabado por láser. Tomada de         [46]
<b>Figura 5.3</b> a) Matriz 3D de prismas simples tallados en sílice fundido. b) Imagen tomada en el laboratorio de la matriz de prismas simples tallados por láser de femtosegundos según <i>Tabla 1</i>
<b>Figura 5.4</b> En la Figura A se muestra la imagen de la fibra MCL-1500-1.75 obtenida por microscopio estandar. En la Figura B se muestra la imagen de la guia de onda MCL-1500-1.75 obtenida por SEM a una escala de de 50 mm y una resolución de 125mm
Figura 5.5 Reflectancia de películas de plata, oro y aluminio de ultra alto vacío.Tomada de [53]
Figura I.1 Modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi60

## Índice tablas

<b>Tabla 1</b> Comparación entre fibras ópticas de imagen de plástico y de vidrio	.21
Tabla 2Especificaciones de la fuente láser	.49
Tabla A Especificaciones técnicas Modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi	60

### Acrónimos

<b>CCD</b> Charge-Coupled Device	SI-POF Stepped Index Polymer Optical
E <sub>P</sub> Pulse energy	Fiber
GI-POF Graded-index Polymer Optical	SMF Single Mode Fiber
Fiber	<b>UV</b> Ultraviolet
IR Infrared	
MCF Multicore Fibers	
<b>MMF</b> Multimode Fibers	
NA Numerical aperture	
NaOH Sodium Hydroxide	
<b>PF-POF</b> Perfluorinated Polymer Fiber	
PMMA Polymethyl Methacrylate	
<b>POF</b> Polymer Optical Fiber	
<b>PRR</b> Pulse Repetition Rate	
<b>RI</b> Refractive Index	
SEM Scanning Electron Microscope	

### 1. Introducción

La fibra óptica ha tenido un papel importante en el mundo de las telecomunicaciones y también ha transformado el mundo de la medicina ya que ha permitido la obtención de imágenes para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades.

Con el desarrollo del endoscopio de fibra óptica se pudo obtener imágenes del interior del cuerpo humano de una manera mínimamente invasiva. Hasta entonces, la disposición de instrumentos rígidos para la visualización del interior estaba conformados por sistemas de lentes, [1][2], pero con la aparición de los primeros estudios sobre la fibra óptica, se pudieron desarrollar los primeros endoscopios flexibles.

A diferencia de los endoscopios rígidos, los flexibles permiten adaptarse a cualquier cavidad del cuerpo, siendo una de las ventajas la reducción notable de sufrir algún tipo de perforación en algunas de las cavidades de estudio.

Debido al tamaño de la fibra óptica, este tipo de endoscopios pueden ser utilizados para el diagnóstico de patologías. Dentro de los tipos de endoscopía destacan: la broncoscopia, la colonoscopia y la gastroscopia [3][4].

Ambos tipos de endoscopios permiten la obtención de la imagen frontal de la muestra de estudio. Por lo cual, una modificación del final de la fibra permitirá el diagnóstico del área lateral de la muestra de análisis, lo que aportará mayor información a través de una imagen acerca de la misma.

De ahí surge la siguiente cuestión científica:

• ¿Cómo es la imagen lateral que se obtiene a través de la fibra óptica, cuando se modifica el end-cap?

El **objetivo principal** es la obtención de imágenes laterales a través del diseño, la simulación y la fabricación de un *end-cap* situado al final de una fibra óptica de un micro-endoscopio.

Para cumplir dicho objetivo, se llevaron a cabo los siguientes objetivos específicos:

- Estado del arte sobre las fibras ópticas de vidrio y de plástico, haciendo referencia a las fibras de imagen y su aplicación en endoscopía.
- Diseño de dos modelos de *end-cap*.
- Simulación y comparación de distintos modelos de *end-cap* para el estudio de la iluminación de la muestra y la obtención de imagen de la misma.

- Simulación y comparación de distintos *coatings* aplicados a un modelo simple de *end-cap* para el estudio de la iluminación de la muestra y la obtención de imagen de la misma.
- Estudio del efecto de la apertura numérica en la imagen para el *end-cap* tipo prisma simple.
- Fabricación del end-cap para la obtención de imágenes laterales

La memoria de este trabajo está dividida en 6 capítulos y dos anexos:

En el **Capítulo 1** se exponen brevemente las motivaciones y objetivos del proyecto. En el **Capítulo 2** se describe el marco teórico sobre el cual se ha desarrollado dicho trabajo. Se introduce la fibra óptica, estado del arte, estructura, fenómeno físico en el que se basa, tipos de fibra óptica centrándose en las fibras de imagen de vidrio y de plástico y su aplicación en endoscopía. En el **Capítulo 3**, se expone el diseño para el *end-cap* de la fibra a utilizar. En el **Capítulo 4**, se muestran las distintas simulaciones realizadas mediante el programa Zemax. Este apartado se divide en dos bloques, el primero corresponde a la comparación de los distintos *end-caps* y el segundo corresponde al análisis de distintos *coating* para el *end-cap* del prisma simple. En ambos bloques se ha analizado cómo es la luz procedente de la fibra que llega a la muestra, cómo es la imagen lateral que se obtiene en la fibra de una muestra o tejido y la degeneración de la resolución y el efecto de la apertura numérica en la imagen para el **caso** de prisma simple. En el **Capítulo 5**, se expone el procedimiento de fabricación. En el **Capítulo 6** se establecen las conclusiones a las que se ha llegado en este proyecto y se muestran posibles variantes del mismo para un futuro. Finalmente, en el **Anexo I** se muestra las especificaciones de la fibra óptica del modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi.

### 2. Conceptos Previos

En este capítulo se introduce una presentación breve de los conceptos necesarios para la comprensión de la memoria. En primer lugar, se muestra el estado del arte de la fibra óptica y su evolución a lo largo de los años. Seguidamente se exponen los distintos tipos de fibra óptica en función de la cantidad de modos que soporta, según el número de núcleos, centrándonos en los distintos tipos de fibra que existen según su composición. Se explican las leyes físicas que regulan el fenómeno de propagación de la luz en el que se basan las fibras ópticas. Finalmente, se introduce su aplicación a la endoscopía.

#### 2.1 Estado del arte.

La fibra óptica aplicada tanto al campo de las comunicaciones como al de la medicina produjo un avance tecnológico en la transmisión de datos debido a las grandes ventajas que trajeron consigo.

La existencia de la fibra óptica se remonta al siglo XVIII, puesto que aparecen estudios sobre la fibra óptica de vidrio, aunque es a partir de la Revolución industrial cuando su uso comienza a ser notable. A mediados del siglo XX, Van Heel, H.H Hopkins y N.S Kapany realizaron distintos experimentos de cómo era la transmisión de la luz a través de la fibra, y en el año 1954, desarrollan el primer fibroscopio flexible, lo cual fue una revolución en el campo de la medicina. Tales son los progresos en el campo de la fibra óptica, que a finales del siglo XX se producen grandes avances en el ámbito de las comunicaciones [5-8].

En la década de los 70 un equipo perteneciente a la empresa Corning Glass Works, desarrolló un tipo de fibra óptica de vidrio de bajas pérdidas [9].

La fibra óptica es una guía de luz que se fundamenta en el fenómeno de reflexión total de la luz para la transmisión de información con mínimas pérdidas. Con su desarrollo, también han evolucionado los tipos de materiales utilizados en su fabricación: fibra de vidrio y de plástico.

### 2.2 Tipos de Fibra

Existen distintas formas de clasificación de las fibras ópticas: según el número de modos que transporta, según el número de núcleos o según el material de fabricación.

Si su clasificación se realiza en función del número de modos que soporta la fibra, se tienen dos tipos: fibra óptica monomodo o multimodo.

La fibra óptica monomodo *SMF*, es aquella que solo transporta un único modo de transmisión, el modo fundamental. Generalmente este tipo de fibras tienen un diámetro de núcleo en torno a  $9\mu$ m, presentan una menor atenuación y mayor ancho de banda.

Por otro lado, las MMF, *fibras multimodo*, son capaces de transportar un número finito de modos. El diámetro de núcleo de este tipo de fibras es superior a las fibras monomodo y oscila entre 50 y 62.5 µm [10].

Otra forma de clasificar las fibras ópticas es según el número de núcleos que posee. Dentro de esta clasificación se tienen las fibras mononúcleo y multinúcleo.

Con los avances en la tecnología y la necesidad de transmitir una mayor cantidad de datos, se desarrollaron las fibras ópticas multinúcleo MCF, que son aquellas que presentan un número finito de núcleos distribuidos en forma de anillos, que funcionan como si fuese un núcleo central rodeados de cubierta. Este tipo de fibras pueden ser tanto de plástico como de vidrio. Cada uno de los núcleos están recubiertos por revestimiento y protegidos externamente por el *jacket*. Aproximadamente el diámetro de este tipo de fibras es similar al tamaño de las convencionales mononúcleo, a diferencia de que los radios nucleares en las fibras multinúcleo son menores en función del número de núcleos de la fibra [11-13].

Algunas de las ventajas que presentan este tipo de guías de onda respecto a las mononucleares son: [14]

1.- Reduce las pérdidas por flexión. Las pérdidas por curvatura pueden ser aproximadas por la relación entre el radio de doblamiento de la fibra y el radio nuclear. A medida que este cociente aumenta, las pérdidas son menores. En este caso, las fibras multinúcleo presentan menores pérdidas de atenuación por flexión que las convencionales [15].

2.-Aumenta el ancho de banda y la capacidad de transmisión de datos. Con el aumento del número de núcleos es posible transmitir mayor cantidad de datos [12].

3.- Cada uno de los núcleos de la guía de onda puede actuar como si fuese un píxel. Esta ventaja permite que las fibras multinúcleo sean las más idóneas para la producción de endoscopios [14]. Su flexibilidad al adaptarse a las distintas cavidades del cuerpo y capacidad de obtener imágenes permite el diagnóstico de distintas patologías. Cada uno de los núcleos transmiten información de una determinada área de análisis. Por lo cual, la calidad y resolución de la imagen resultante viene determinada por el número de núcleos y la apertura numérica NA (*Numerical aperture*) de la fibra óptica.

Uno de los inconvenientes en este tipo de fibras es el acoplamiento de los distintos modos que viajan por cada uno de los distintos núcleos, la diafonía o acoplo cruzado de potencia [15].

Existe una diferencia notable entre las fibras multinúcleo y el empaquetamiento de guías mononúcleo. Este último presenta ciertos inconvenientes:

- 1.- Al estar conformado por múltiples fibras se reduce la flexibilidad del conjunto.
- 2.- Gran impacto en la calidad de imagen resultante, debido al crosstalk [16].

#### 2.2.1 Fibra de imagen de vidrio

Las fibras de vidrio datan de mediados del siglo XVIII. Aunque en un principio su uso solo fue estético, con la Revolución Industrial se empleó principalmente en el ámbito de las comunicaciones. A finales de los 60, los científicos C.C. Kao y G.A. Hockman hacen uso de la fibra de vidrio como medio para la transmisión del láser, obteniendo unas pérdidas entorno a los 20 dB/km y aumentando la velocidad de transmisión de datos [17]. Como se ha indicado anteriormente, uno de los primeros fibroscopios fue desarrollado con este tipo de fibras, que están compuestas principalmente por sílice combinado con óxidos y se genera por fusión y posteriormente por estirado [5]. En general, las dimensiones del núcleo para este tipo de fibras, el radio oscila entre 3 y 25 mm. Algunas de las principales características son: [18]

- 1. Buen aislante térmico por su bajo coeficiente de expansión térmica.
- Aislante eléctrico debido a su buena permeabilidad eléctrica, aunque sus dimensiones sean mínimas
- 3. Resistencia química.
- 4. Buena resistencia mecánica
- 5. Isotrópica. La fibra de vidrio mantiene todas sus propiedades a lo largo de la fibra.
- 6. Pequeña apertura numérica

Dentro de las fibras de imagen, los primeros estudios planteados en el ámbito de la endoscopía fueron planteados en 1995. En [19] Se muestra el uso de fibra óptica multinúcleo como medio para la transmisión del holograma para su post procesado electrónico. De los resultados que obtuvieron, destacar el uso de la fibra óptica de imagen para la obtención de imágenes con una resolución aceptable. El artículo muestra el uso de fibra óptica de vidrio de la marca Fujikura FIGH-10-510N, la cual permitió la observación de tejido celular con una resolución de 5  $\mu$ m, dadas sus características, apertura numérica 0.46 y un total de 10000 núcleos.

Los principales fabricantes de fibra de imagen de vidrio son las empresas SCHOTT y Fujikura Ltd., (Fujikura Kabushiki-Gaisha).

SCHOTT es una de las principales empresas mundiales en la fabricación de vidrios. Uno de sus campos de trabajo es la fabricación de fibras ópticas de imagen con un número medio de núcleos por fibra entorno a los 15000 [20].

Por otro lado, la empresa de referencia en la fabricación de guías de onda de vidrio multinúcleo es la japonesa Fujikura Ltd. Esta empresa con sede en Tokio, está especializada principalmente en equipos de telecomunicaciones basados en fibra óptica. Las guías de onda están compuestas principalmente por múltiples núcleos de sílice recubiertos por sílice fundido, cuyo índice de refracción es menor que la sílice. Generalmente, estas fibras ópticas tienen una aplicación de trabajo en el rango visible (400 nm a 750 nm) del espectro electromagnético, aunque también existen modelos que permiten trabajar en el rango ultravioleta UV (280 nm a 400 nm) e infrarrojo IR cercano (750 nm a 2,5  $\mu$ m). Presentan la estructura básica de las fibras ópticas multinúcleo, *Figura 2.1*, destacar cómo la cubierta común a los núcleos hace que la estructura sea lo más compacta.



Figura 2.1.- Representación de la sección transversal de una Fibra Óptica de Imagen. Tomada de [21].

Estas fibras destacan por su alta resolución y capacidad de reproducir el color de las imágenes debido al gran número de núcleos que albergan, por su resistencia al calor y por su compatibilidad biológica. Dentro de las fibras de imagen de Fujikura, en particular de los modelos de la serie *FIGH*, se puede obtener una clasificación según las especificaciones deseadas. Por ejemplo, las fibras tipo N se caracterizan por tener una alta resolución y alta reproducción del color, cualidad indispensable para su uso en endoscopía, las fibras tipo S tienen un diámetro ultrafino y alta densidad, las de tipo PI tienen gran resistencia a altas temperaturas (T<300°C) y poseen un revestimiento de resina de poliamida y finalmente las de tipo G tienen un revestimiento de gama media.

### 2.2.2 Fibra de imagen de plástico

A finales del siglo XX y principios del siglo XXI, el avance de las nuevas tecnologías permite el desarrollo de nuevos materiales dentro de las fibras ópticas de plástico. En 1968, DuPont desarrolla la primera fibra óptica de índice escalonado SI-POF con núcleo de polimetil metacrilato PMMA, con unas pérdidas por trasmisión de luz de 1000 dB/km para una longitud de onda de 650nm. Las SI-POF no fueron comercializadas hasta 1975 por la empresa Mitsubishi Rayon. Estas primeras guías de onda tenían el inconveniente de tener una atenuación bastante elevada (aproximadamente 1000 dB/km), lo cual limitaba la longitud de la fibra y su aplicación de transmisión de datos quedaba restringida [22]. En 1981 se consiguió una fibra óptica SI-POF de PMMA con una baja atenuación de 55dB/km a una longitud de onda 568 nm. Con el desarrollo de las fibras de índice gradual GI-POF por el profesor Koike de la universidad de Keio (1982) se consiguió una atenuación de 1070 dB/km. En 1996 se realiza una estimación teórica de las perdidas por la universidad de Keio para una fibra perfluorada (*Perfluorinated Polyner Fiber* PF-POF). A principios del siglo XXI (año 2000), la empresa Asahi Glass consigue una atenuación de 16 dB a una longitud de onda de 1300 nm con una fibra GI-POF [23].

Las fibras ópticas de plástico POF (*Polymer Optical Fiber* ó *Plastic Optical Fiber*) están compuestas principalmente por un polímero plástico, polistireno, policarbonatos o PMMA, que determinará las propiedades de transmisión, así como la temperatura a la que pueden operar. Este tipo de fibra tiene unas dimensiones entorno al milímetro, con un radio nuclear entre 125 µm y 490 µm, y generalmente se utilizan para la fabricación de elementos de control, sensores de luz, biosensores o trabajar de enlace de datos a cortas distancias [24][11].

Al igual que las fibras ópticas de vidrio, las fibras de plástico presentan ciertas ventajas y desventajas. Las más significativas son: [24] [25]

- 1. Gran apertura numérica
- 2. Su composición es sencilla, principalmente policarbonatos o PMMA.
- 3. Su peso es ligero en comparación con las fibras de vidrio.
- 4. Permite operar en el rango visible (400 nm a 750 nm) del espectro electromagnético.

5. Debido a su gran flexibilidad, tiene mayor tolerancia a las curvaturas, choques y vibraciones y permiten adaptarse a cualquier espacio.

6. Mas económicas que las fibras de imagen de vidrio [26].

Por el contrario, ha de destacarse alguna de las desventajas que este tipo de fibras presentan: [25]

- 1. La temperatura de operación está limitada por el tipo de materiales. Los plásticos tienen un punto de fusión inferior al vidrio.
- 2. Existencia de elevadas pérdidas por transmisión.

El uso de fibras ópticas de imagen ha llevado al desarrollo de tecnologías con aplicación a diversas áreas como la medicina. En [27] se muestra el diseño y fabricación de dos tipos de fibras ópticas multinúcleo de PMMA, permitiendo el desarrollo una nueva forma de elaboración de fibra más económica.

Una de las multinacionales japonesas relevantes en la fabricación de guías de imagen de plástico es Asahi Kasei Corporation. Esta empresa trabaja en el ámbito de la industria química y de fibra, y en la elaboración de materiales para la salud y para la electrónica.

El núcleo óptico de las fibras de imagen está fabricado a partir de PMMA. En particular, cada una de las guías de onda está formada por 7000 núcleos o 13000 núcleos y un revestimiento de fluoropolímero cuyo diámetro varía entre 0.45mm y 2.4mm. [28]

### 2.2.2.1 Comparación Fibra de imagen de plástico y vidrio

En cuanto a la imagen que se obtiene en la fibra óptica, esta depende directamente de las propiedades físicas de un tipo uno u otro de guías y del método de fabricación de las mismas.

Las fibras ópticas de imagen de plástico en comparación con las de fabricadas por vidrio, presentan ciertas ventajas y desventajas que se muestran en la *Tabla 1*. Una de las propiedades a destacar para ambos tipos de fibras es la resolución. Cuanto menor sea la resolución de la fibra, es más sencillo discriminar dos puntos adyacentes en una imagen, por lo cual, una fibra de imagen de vidrio tendrá mejor calidad de imagen a pesar de los costes que conlleva su fabricación.

Fibra imagen de Vidrio		Fibra imagen de Plástico
Fácil de clavar	Características	Flexible
<1mm	FOV	>2mm
~1µm	Resolución	~10µm
0.4	NA	0.5
~3000\$	Conste fabricación	~30\$
No	Auto-fluorescencia	Si

**Tabla 1.-** Comparación entre fibras ópticas de imagen de plástico y de vidrio. [29]

#### 2.3 Estructura

En la fibra óptica se pueden distinguir tres partes distintas como puede observarse en la *Figura* 2.2., siendo únicamente dos las que tienen importancia desde el punto de vista de propagación óptica.



**Figura 2.2.-** Corte transversal de una fibra óptica. Se pueden identificar las distintas partes que la componen, el núcleo o *core*, el revestimiento o *cladding* y el revestimiento primario o *jacket*.

El núcleo configura la parte interna de la fibra, siendo el lugar por donde viaja la luz. El perfil del núcleo puede ser uniforme, perfil gradual en función del radio del núcleo o perfil multi-escalón. El *cladding* o revestimiento es una superficie de índice de refracción inferior al núcleo cuya función es servir de superficie de reflexión para que se produzca el fenómeno de reflexión total interna. Finalmente, el *jacket* es un revestimiento de protección contra agentes externos [17].

#### 2.4 Propagación de la luz

James Clerk Maxwell a través de sus publicaciones, "*On Physical Lines of Force*" en 1861 y *A Dynamical Theory of the Electromagnetic Field*" en 1865, estableció un sistema de ecuaciones que describe el campo electromagnético en el espacio [30]. La luz se puede describir como una onda con campos eléctrico y magnético transversal que se propaga por un medio.

Para conocer cómo se propaga la luz en un medio transparente, se recurre a los fenómenos de reflexión y refracción.

El fenómeno de refracción es la variación en la dirección de propagación de la luz al pasar de un medio a otro, dicho cambio en la dirección viene descrito por la ley de Snell [31].

$$n_1 \sin \alpha = n_2 \sin \beta$$

donde  $n_1$  y  $n_2$  son los índices de refracción de los medios incidente y transmitido respectivamente y  $\alpha$  y  $\beta$  son los ángulos en los medios incidente y transmitido respectivamente.



Figura 2.3.- Diagrama Ley de Snell

El fenómeno de reflexión es el cambio en la trayectoria del haz de luz cuando llega a una superficie refractora sin cambiar de medio [31].

Cuando el índice de refracción RI del medio transmitido es inferior al del medio incidente,  $n_2 < n_1$ , da lugar al fenómeno de reflexión total interna. El ángulo para el cual no hay transmisión, es decir el haz incidente se refleja totalmente, se conoce como ángulo crítico,  $\theta_C$ 

La reflexión total interna se lleva a cabo porque el *core* (el núcleo) de la fibra tiene un índice de refracción mayor que al correspondiente a la cubierta que lo recubre. Existe un ángulo a partir del cual no hay transmisión, es decir, el haz incidente se refleja totalmente a lo largo de la fibra, se conoce como ángulo crítico,  $\theta_{\rm C}$  [31].





#### 2.5 Aplicación en la endoscopía

Con los avances en la tecnología, el diseño de instrumentos de exploración de las cavidades accesibles del cuerpo humano, permitieron grandes avances en la medicina. El primer endoscopio creado por Desormeaux en 1853, fue empleado para el diagnóstico de patologías del aparato reproductor femenino (vagina y uretra). Este tipo de endoscopios eran rígidos y presentaban la desventaja de que podían producir perforaciones en las cavidades del cuerpo humano. Con el paso

de los años y el surgimiento de nuevas tecnologías, tras la segunda guerra mundial, en 1954 H. Hopkins creó el primer endoscopio flexible [5][32].

En la actualidad, la mayoría de los endoscopios están fabricados a partir de un conjunto de fibras ópticas mononúcleo o a partir de fibras multinúcleo [16]. Con ello es posible la obtención de imágenes del interior de las cavidades del cuerpo humano debido a su gran flexibilidad [6]. Una de las ventajas que presenta este tipo de endoscopios es que dado los flexibles que son, la perforación accidental de la cavidad de estudio se reduce. A lo largo de los años, se están realizado numerosos diseños para la mejora de la calidad de la imagen de este tipo de endoscopios [33] [34].

Dada la dificultad de acceso que presentan algunas de las cavidades humanas debido a su tamaño, venas, arterias o los capilares pulmones [35] [36], se recurre al uso de fibra óptica de imagen ya que su diámetro medio es inferior a 2mm.

### 3. Diseño del end-cap

Como se ha señalado en el primer capítulo, el objetivo de este trabajo es la obtención de imágenes laterales a partir del diseño y la simulación de un *end-cap* de sílice fundida y situado al final de una fibra óptica de imagen de plástico multinúcleo (concretamente la MCL-1500-1.75 de Asahi). En este capítulo se muestran los diseños de *end-cap* establecidos para la obtención de dichas imágenes.

Dado el principal objetivo, se proponen los diseños de *end-cap* prisma simple y doble prisma, *Figura 3.1 a-b*, respectivamente, mediante los cuales se puede obtener imágenes laterales según la orientación del mismo.

El primer diseño se basa en un prisma simple para la obtención de imágenes laterales según *Figura 3.3.* El segundo diseño está conformado por un doble prisma enfrentado, según las especificaciones del *Figura 3.4.* Estas formas geométricas permiten obtener la imagen lateral de la muestra.



**Figura 3.1.-** Imágenes 2D de los diseños de *End-Cap*. a) *End-cap* de prisma simple para la obtención de imágenes laterales. b) *End-cap* doble prisma para la obtención de imágenes laterales.



**Figura 3.2.-** Imágenes 3D de los diseños de *End-Cap*. a) *End-cap* de prisma simple para la obtención de imágenes laterales. b) *End-cap* doble prisma para la obtención de imágenes laterales.

En las *Figuras 3.1 y 3.2* se representa en color verde el *end-cap* diseñado, en azul la fibra óptica, en naranja la muestra o tejido a detectar y en rojo el recubrimiento a establecer.

Para cada uno de los *end-caps* propuestos se proponen las siguientes muestran las dimensiones establecidas



Figura 3.3.- Medidas para el modelo Prisma Simple a) Plano YZ b) Plano YX.



Figura 3.4.- Medidas para el modelo Prisma Doble a) Plano YZ b) Plano YX c) Plano XZ.

### 4. Simulaciones

Como se ha indicado, los diseños propuestos en el *Capítulo 3* tienen como objetivo la obtención de imágenes laterales.

En primer lugar, se busca analizar cómo es la iluminación a través del micro-endoscopio de una muestra/tejido, para ello se debe conocer cuál es la potencia que llega a un detector a diferentes distancias. La iluminación de la muestra facilitará una posterior observación clara a partir de la luz que refleje.

En segundo lugar, se pretende analizar cómo es la imagen que recoge la fibra. Se busca simular distintas muestras de imágenes (como puede ser una letra, un contraste alto, o una cruz) que corresponderían a la luz reflejada por el tejido o muestra de análisis. Además, estos objetivos se van a llevar a cabo en dos entornos, el primero consiste en un análisis de las simulaciones cuando se dispone de distintos diseños de *end-cap* y el segundo cuando se tienen diferentes *coating* para un diseño en particular.

Para llevar a cabo las simulaciones de dichos diseños y los objetivos establecidos, se hace uso de los programas OpticStudio Zemax y Matlab. En la *Figura 4.1* se puede observar el diagrama de fases que se ha llevado a cabo en este capítulo.



Figura 4.1- Diagrama de bloques de las distintas fases llevadas a cabo en este capítulo.

Matlab es un entorno de programación y cálculo numérico que permite el desarrollo de algoritmos para el análisis y diseño de modelos científicos [37].

OpticStudio es un software desarrollado por la empresa Zemax que permite el diseño y análisis de sistemas ópticos e iluminación, a través de la propagación de la luz por los distintos elementos del sistema a analizar. [38]

### A) Simulación Mediante Código. Matlab.

Mediante el programa Matlab se generó un código para diferentes entornos de simulación, obteniendo ficheros Zemax en función de las propiedades de la fibra óptica, el tipo de *end-cap* y las propiedades del mismo, y la distancia entre el *end-cap* y la muestra/tejido estudio. Cada fichero permite reproducir distintas situaciones de simulación en las que se puede obtener un mapa 2D de

la irradiancia en el detector, así como la potencia total que llega al detector sabiendo que siempre se envía 1W.

En primer lugar, se parametriza la fibra óptica a partir de las especificaciones tomadas de la fibra Asahi MCL-1500-1.75, apertura numérica, diámetro de fibra, índice de refracción y número de núcleos y se establecen las condiciones iniciales de simulación, longitud de onda, material de *end-cap*, *coating* y distancia al detector.

Para resolver el primer objetivo, análisis de la potencia que llega a el tejido/muestra, se han generado las simulaciones tomando las especificaciones de la fibra Asahi MCL-1500-1.75, ver *Anexo II*, de los cuales se han simulado 500 núcleos (3,8%) situados aleatoriamente dentro del área circular correspondiente al *end-face* de la fibra y con un cono angular dependiente de la apertura numérica de la fibra (NA=0.5), de los cuales emergen 1000 rayos/núcleo, *Figura 4.2*. Teniendo en cuenta que la potencia total lanzada es 1W, cada núcleo tiene asociada una potencia de 2mW, a una longitud de onda de 530 nm (verde). Aunque el número de núcleos de la fibra es de 13000, en la simulación para cumplir el primer objetivo, se simulan 500 al ser ya una muestra lo suficientemente representativa, tal y como se ha demostrado empíricamente.

Los núcleos a simular se realizan de forma alterna en la región que se desee, en este caso se han elegido los cuatro cuadrantes según el número de cores que se desea simular y las especificaciones de la fibra.



**Figura 4.2-** Vista frontal de los núcleos de la fibra óptica. En azul se muestran los núcleos no simulados y en rojo los núcleos simulados utilizados para iluminación, estos corresponderían a una simulación del 65,38% de los núcleos. En el caso que nos ocupa se simularán el 3,8% de los núcleos.

Para resolver el segundo objetivo, a partir de una imagen monocromática concreta establecida, se simula su forma espacial a partir de fuentes puntuales distribuidas aleatoriamente. Se han propuesto varias imágenes a simular como letras, formas geométricas como una cruz y un contraste monocromático, *Figura 4.3*. Se simulan 500 fuentes que se sitúan aleatoriamente en la zona oscura de la imagen, y se establece que cada una de ellas emite un total de 1000 rayos/fuente, a una longitud de onda de 530 nm (verde).

Dado que el fin que tiene el micro-endoscopio es la obtención de imágenes laterales dentro de las cavidades del cuerpo humano, se ha establecido que la potencia para esta segunda parte es inferior a la determinada en la primera, ya que la muestra de análisis absorbe parte de la luz que incide sobre la misma. Por ello, se ha considerado esa disminución en la potencia que emite la muestra debido a la absorción.



**Figura 4.3-** Imágenes simuladas a partir de los cores. A) Muestra imagen letra "A". B) Muestra imagen cruz C) Muestra imagen contraste blanco y negro.

Como se puede observar en la *Figura 4.4*, se muestran los diseños para el *end-cap* propuestos y el caso de endoscopía convencional. En rojo se muestra el material reflejante que para el estudio se ha seleccionado la plata, que permitirá el estudio de la iluminación y obtención de la imagen lateral

de una muestra o tejido y su comparación con el caso de no disponer ningún tipo de recubrimiento. En verde se representa la estructura *end-cap* diseñada para la cual se ha elegido como material la sílice fundida. En azul se muestra la fibra óptica. Finalmente, en naranja el detector, que en este caso representa la muestra/tejido de análisis.



**Figura 4.4-** Imágenes 3D de los *End-Cap* simulados. a) *End-cap* tipo endoscopía convencional b) *End-cap* de prisma simple para la obtención de imágenes laterales. c) *End-cap* doble prisma para la obtención de imágenes laterales.

Para el diseño de *end-cap* se han simulado las formas geométricas, prisma o doble prisma según *Figura 3.3* y *Figura 3.4*, de sílice fundida y recubierta la cara superior por un material metálico como la plata o sin ningún tipo de *coating*, y la fibra desnuda. En el caso del prisma doble, está simulado a partir de la unión de pequeños prismas triangulares rectos. Además, para el caso de prisma simple interesa saber qué ocurre si se dispone o no de algún tipo de recubrimiento.

El recubrimiento se ha simulado como un polígono rectangular de espesor mínimo y ajustado a la superficie de interés del prisma.

Para la simulación del detector, se establece un objeto rectangular absorbente de 1000 x1000 píxeles, cuyo tamaño se ajusta a la zona de detección de interés. En el primer caso, el detector se sitúa en la zona lateral de la imagen, ver *Figura 4.4* y en el segundo caso, el detector se encuentra situado en el end-face de la fibra óptica.

Para ambos objetivos se ha considerado una simulación sencilla donde no se considera la curvatura de la fibra y el efecto del acoplo de potencia.

ZOS-API es un conjunto de interfaces de programación que permiten acceder a distintas funciones de OpticStudio desde programas externos como Matlab, para el uso de herramientas de creación de simulaciones y análisis. A partir de las condiciones anteriormente mencionadas para la fibra y los distintos *end-caps* se generó un fichero Zemax a partir del conjunto de interfaces de ZOS-API

de OpticStudio. *TheApplication* es un entorno que permite generar una nueva aplicación y establecer el modo de análisis, Secuencial o No Secuencial.

Por otro lado, permite crear objetos como fuentes, formas geométricas, detectores etc. y acceder a las características de cada uno para la modificación de cada una de ellas según las establecidas anteriormente por Matlab. [39]

A partir de todo ello, se obtiene un fichero Zemax con las características establecidas.

Se ha hecho uso de la aplicación *Curve Fitting* de Matlab para ajustar los datos de la potencia en función de la distancia. Esta aplicación permite elegir el mejor tipo de ajuste y exportarlo con la mayor precisión dada por el coeficiente de determinación,  $R^2$ .

### B) Simulación y análisis. OpticStudio.

El archivo Zemax generado, permite modificar cada una de las propiedades de los objetos creados, fuentes, polígonos o detectores.

El modo No-secuencial (Non-Sequential) de OpticStudio no fija una secuencia definida de incidencia de los rayos sobre las distintas superficies. Establece que la incidencia viene determinada por las posiciones y propiedades físicas de cada una de las superficies, al igual que la dirección prefijada de cada uno de los rayos. Este modo permite modelar cada uno de los componentes ópticos como objetos en dos y tres dimensiones [38].

Este modo dispone de un detector que permite analizar los rayos que han incidido en el mismo, así como la irradiancia y la potencia total.

### C) Resultados de visualización.

Mediante el código Matlab y el programa Zemax es posible observar la distribución de rayos que impactan en el detector, la irradiancia y la potencia total. Como se ha comentado en el apartado anterior, se establece un objeto absorbente rectangular de 1000 x1000 píxeles, cuyo tamaño se ajusta a la zona de detección de interés.

#### 4.1 Comparación diseños del End-Cap

Como ya se ha indicado, se han propuesto dos entornos para llevar a cabo los objetivos a partir de las simulaciones. En primer lugar, el estudio de distintos diseños de *end-cap* para la obtención de imágenes laterales, según las propuestas anteriores, *Figura 4.4*.

En la *Figura 4.5* se representa la evolución de la potencia recibida por el detector en función de la distancia al *end-cap*, distancia a 0 mm y 1mm de la muestra, para diferentes modelos.



**Figura 4.5.-** Iluminación. Evolución de la potencia con la distancia *end-cap* muestra/tejido para distintos modelos de *end-cap*. Los datos se han ajustado a una curva  $f(x)=Ax^2+Bx+C$  con R<sup>2</sup>=0.99 donde A,B,C se determinan a partir de la aplicación Matlab *Curve fitting*.

Se observa que la potencia que llega a la muestra tiene un comportamiento cuadrático conforme aumenta la distancia de separación entre el *end-cap* y la misma.

Según los objetivos establecidos, se puede observar que, con el uso del diseño de endoscopía convencional denominado como *Bare Fiber* o fibra desnuda, se capta menor potencia en el detector que en los otros casos establecidos. Este hecho se debe a que la no existencia de la reflexión adicional en estos dos últimos modelos, no permite iluminar la zona lateral.

Para los diseños de *end-cap*, *Figura 4.4 b*) y *Figura 4.4 c*), es de esperar que mediante el diseño del *end-cap* con doble prisma, *Figura 4.4 b*), la potencia que se obtiene en uno de los detectores laterales sea inferior, ya que parte de los rayos emitidos son reflejados a través de la otra zona de detección. Se puede comprobar que la potencia que se obtiene para este caso no es aproximadamente la mitad que la obtenida para el caso del prisma simple, *Figura 4.4 c*), esto se debe a la geometría del *end-cap* y a que no todos los haces de luz llegan a incidir en el detector.

Es de esperar que con el modelo de prisma simple llegue mayor potencia a la muestra que con los otros modelos, *Figura 4.5*.

Para el doble prisma, se analizan dos casos: en color azul se representa la evolución de la potencia con la distancia entre la posición de la muestra y el final del *end-cap*, obtenida en la simulación. En color verde se muestra la potencia teórica simulada total en función de la distancia. Como se observa esta última es la que se detectaría si se situasen dos detectores en las dos zonas de iluminación, dada la forma del *end-cap*, *Figura 3.2 a*). Además, se justifica que con el modelo de fibra desnuda, se obtiene menor potencia de iluminación de la muestra.

En la *Figura 4.6*, se puede observar la irradiancia detectada para los distintos modelos de *end-cap* analizados para una separación *end-cap* detector 0 mm y una separación de 1mm.

Conforme aumenta la distancia entre el final del *end-cap* y la muestra, la irradiancia detectada disminuye. Según los diseños seleccionados para el estudio, el uso de un prisma simple como diseño del *end-cap* de la fibra, permite que la irradiancia que llegaría a la superficie de análisis, sea mucho mayor que en el caso de endoscopía convencional. Esto determina que la muestra está mejor iluminada para su análisis. Para los modelos establecidos hay que destacar que existe una zona con mayor potencia debido a que parte de los rayos que impactan, provienen directamente de los núcleos de la fibra óptica sin reflejarse en el prisma.



**Figura 4.6.-** Representación gráfica de la Irradiancia detectada. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores a una distancia de 1mm de la muestra, para los casos de: A) Prisma Simple. B) Doble Prisma. C) Fibra desnuda.

Otro de los objetivos que se persigue en este capítulo es el análisis de la imagen que se obtiene en la fibra de una muestra o tejido determinado, según la *Figura 4.4*. Como se ha indicado al comienzo de este capítulo, se ha establecido que la muestra a analizar tiene una forma concreta de letra "A", cruz y contraste monocromático.

En la *Figura 4.7* se representa la evolución de la potencia recibida por el detector en función de la distancia al *end-cap*, para diferentes modelos. En ambos casos, la potencia tiene un comportamiento cuadrático con la distancia entre el *end-cap* y la muestra.



**Figura 4.7.**- Evolución de la potencia detectada en la fibra óptica en función de la distancia entre la imagen/muestra y el *end-cap* para las imágenes de letra "A", contraste monocromático e imagen de una cruz. Los datos se han ajustado a una curva  $f(x)=Ax^2+Bx+C$  con R<sup>2</sup>=0.98 donde A,B,C se determinan a partir de la aplicación Matlab *Curve fitting*.

En la *Figura 4.8* no se puede intuir el contorno de la imagen que se recoge en la fibra óptica, para ninguno de los casos propuestos. En función del tipo de muestra analizada; letra, cruz o contraste monocromático, y el modelo de *end-cap* seleccionado se observa una distribución parcialmente homogénea de la potencia en el detector. En el caso del prisma simple, la distribución es homogénea en toda la superficie del detector, mientras que en el caso del prisma doble, la mayor parte de la potencia se concentra en la mitad superior del detector.

Destacar que en el caso de fibra desnuda, tampoco es posible observar el contorno de las muestras de análisis ya que los rayos en la zona lateral no llegan a la fibra.



**Figura 4.8.-** Representación gráfica de la Irradiancia detectada en la fibra. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores una detección a 1mm de la muestra, para los casos de: A) Prisma Simple. B) Doble Prisma. C) Fibra desnuda. Muestras de imágenes: I) Letra A, II) Cruz, III) Contraste Monocromático.

Por otro lado, se ha analizado la degeneración de la resolución de la imagen para los modelos de *end-cap* de prima simple y prisma doble con *coating* perfecto. Para llevar a cabo dicho análisis se han elegido tres núcleos equidistantes dentro de la superficie del prisma. *Figura 4.9*. Se ha tenido en cuenta que por cada núcleo analizado emergen  $10^6$  rayos.



**Figura 4.9.-** Plano XY prisma simple y doble. Se muestran los núcleos equidistantes sobre la base del prisma para el análisis de la degeneración de la resolución.

Como se puede observar en la *Figura 4.10*, existe una gran diferencia entre la potencia que llega al detector en función de la posición del núcleo que se analice. En este caso se han analizado para un recubrimiento perfecto (*mirror*), los *end-caps* de prisma simple y doble prima.

La existencia de esta diferencia de potencia entre núcleos adyacentes hace que la muestra de análisis no sea iluminada uniformemente y en su caso la imagen que se detecta por la fibra no sea del todo clara si no emborronada, es decir, existe distorsión de la imagen que llega al detector. Este efecto está relacionado con la geometría del *end-cap*, a mayor diferencia entre la potencia entre núcleos equidistantes, mayor emborronamiento de la imagen.

En el caso del prisma doble con *coating mirror*, para núcleos alejados de la zona donde se encuentra el detector o la imagen, no se recoge luz que permita reproducir la imagen.


**Figura 4.10.-** Evolución de la potencia en watios en función de la distancia en milímetros entre el detector y el *end-cap* para distintos núcleos equidistantes de la fibra, para dos modelos de *end-cap* con *coating* de plata. Posición se refiere a la situación del núcleo en la fibra. Los datos se han ajustado a una curva  $f(x)=Ax^2+Bx+C$  con R<sup>2</sup>=0.98 donde A,B,C se determinan a partir de la aplicación Matlab *Curve fitting*.

Este efecto se puede observar de manera más evidente a partir de *Figura 4.11* donde se muestra la distribución de potencia en el detector para cada uno de los nucleos seleccionados y analizados independientemente entre sí, para los modelos de *end-cap* prisma simple y doble con *coating mirror*.

En la *Figura 4.11.1*) se puede observar la diferencia de irradiancia que llega al detector para el caso del prisma simple. Para núcleos cercanos a una posición central del prisma, posición [00], la potencia se distribuye en forma de "cojín" mientras que, para posiciones cercanas al límite del prisma, posición [0 0.45] se adopta forma de cono, en cuyo vértice se concentra la mayor parte de la potencia, debido a la posición del mismo y la geometría del *end-cap*. Por otro lado, para núcleos cercanos al límite del prisma y alejados del detector, posición [0 -0.45], la distribución de potencia en el detector adoptará la forma de "círculos solapados" como consecuencia del ángulo que forme el rayo saliente del haz con la superficie reflectante del prisma. Por otro lado, a una distancia de 1mm entre el detector y el *end-cap*, la distribución de la potencia es más homogenea en todo el detector para los núcleos seleccionados.

En la *Figura 4.11.II*), se puede distinguir que para núcleos centrales y cercanos al límite del prisma, a una distancia próxima de la muestra de análisis 0 mm, la distribucion de potencia adopta una forma cónica cuyo ángulo disminuye conforme los núcleos de estudio se aproximan al borde del prisma. Veasé que para la posición [00], *Figura 4.11.II-A*) la irradiancia adopta una forma de semicírculo y además está distribuida homogeneamente dentro de él. Para la posición [0 0.45] se

observa que la distribución de potencia adquiere forma de cono siendo máxima en su vértice debido a que la mayoria de los rayos son reflejados a esa posición por la geometría del *end-cap*. A una distancia de 1mm entre el detector y el *end-cap*, la distribución de la potencia es más homogenea en todo el detector. Destacar el caso correspondiente al núcleo en la posición [0 -0.45] debido a que no se detecta potencia en su caso ya que los haces de luz procedentes del núcleo no llegan al detector por la geometría del *end-cap* a una distancia de 0mm y 1mm.

Por tanto se puede establecer que, la diferencia en la distribución de irradiancia de cada núcleo de la fibra, genera una degeneración de la resolución de la imagen final de análisis.



**Figura 4.11.-** Distribución de potencia detectada por cada uno de los núcleos seleccionados, A) Posición [00], B) Posición [0 0.45] y C) Posición [0 -0.45] para distintos tipos de *end-cap* I) Prisma simple con *coating mirror* y II) Prisma doble *coating mirror*. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores a una detección a 1mm.

#### 4.2 Estudio del modelo Prisma Simple.

Otro de los entornos que se ha propuesto para llevar a cabo los objetivos, es el análisis de distintos recubrimientos que se pueden emplear para la obtención de imágenes laterales.

El diseño propuesto en esta memoria es la simulación del end-cap del modelo de prisma simple.

Como en el apartado anterior, se hace un análisis de la potencia recibida por el detector en función de la distancia del *end-cap* al mismo, para distintos recubrimientos. Ver *Figura 4.12*.



**Figura 4.12.-** Evolución de la potencia con la distancia entre el *end-cap* y detector/muestra para distintos materiales reflejantes, *mirror*, plata y sin recubrimiento (*non mirror*) para el modelo seleccionado de Prisma Simple.

Si se dispone de un material totalmente reflejante, *Mirror*, la mayor parte de los haces de luz procedentes de la fibra óptica sufren una reflexión adicional, lo cual permite que la potencia detectada sea la máxima posible.

Por otro lado, se ha analizado qué ocurriría si no se dispone de un material de recubrimiento en la superficie superior del *end-cap*, "*non mirror*". Aquellos haces de luz provenientes de la fibra que emergen con un ángulo tal que se produce reflexión total interna, son finalmente detectados. Por este hecho, la potencia detectada en este caso es mucho menor que en el caso de disponer de algún tipo de recubrimiento en la superficie superior.

Finamente, se han estudiado distintos recubrimientos según la biocompatibilidad biológica de los materiales con los distintos tejidos, de los cuales se ha destacado la plata (Ag), dada su biocompatibilidad, su aplicación en el ámbito sanitario y su reflectancia perfecta en el rango del visible, no como el oro. *Figura 5.6*. Dado que en la simulación se considera una superficie lisa y

la reflectividad perfecta de la plata, se observa cómo los datos de la plata y del *Mirror* coinciden totalmente.

Para los tres casos estudiados, *mirror*, plata y *non* m*irror*, se observa un comportamiento cuadrático de la potencia conforme disminuye la distancia entre el *end-cap* y el detector.

En la *Figura 4.13*, se puede observar la irradiancia detectada para los distintos recubrimientos analizados, para una separación entre el *end-cap* y el detector de 0 mm, y una distancia de 1mm.



**Figura 4.13.-** Representación gráfica de la Irradiancia detectada. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores una detección a 1mm de la muestra. para los casos de: A) *Mirror* B) Ag C) *Non Mirror*.

Otro objetivo a cumplir, es el análisis de la imagen que se obtiene en la fibra de la muestra o tejido, para distintos recubrimientos, plata, *mirror* y *"non mirror"* (sin recubrimiento).

En la *Figura 4.14*, se observa la evolución de la potencia con la distancia entre la muestra y el *end-cap* de la fibra. Dado que se ha supuesto para el caso de la plata una reflectividad máxima y una superficie totalmente lisa, los resultados de la plata y del caso del *mirror* coinciden totalmente. Destacar que cuando no se sitúa ningún tipo de recubrimiento, *non mirror*, la potencia que se obtiene es inferior a los casos de disponer de algún tipo de recubrimiento.



**Figura 4.14.-** Evolución de la potencia detectada en la fibra óptica en función de la distancia entre la imagen/muestra y el *end-cap*, para el diseño de prisma simple con distintos *coatings* reflector perfecto (*mirror*), plata y sin recubrimiento (*non mirror*).

A partir de la *Figura 4.15*, se puede observar para los tres casos de recubrimientos simulados, la distribución de potencia para una distancia de 0 mm y 1 mm para tres imágenes de muestra diferentes.

La distribución de potencia depende de la forma y nitidez de la imagen. En todos los casos dicha irradiancia es parcialmente homogénea en todo el detector en función del tipo de muestra que se analiza. Hay que destacar que para las imágenes analizas, en el caso de no poseer ningún tipo de recubrimiento, se detecta una disminución del máximo de potencia debido a la no reflexión de los rayos emergentes de los núcleos en la superficie principal del prisma.

En ninguno de los casos se ha reproducido con exactitud la imagen de muestra. Como se simulará y comprobará posteriormente, la observación de la muestra vendrá determinada por otro factor importante que influye en la imagen final, relacionada con las propiedades de la fibra óptica, la apertura numérica.



**Figura 4.15.-** Representación gráfica de la Irradiancia detectada en la fibra. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores una detección a 1mm de la muestra, para los casos de A) *Mirror* B) Ag C) *Non Mirror*. Muestras de imágenes: I) Letra A, II) Cruz, III) Contraste Monocromático.

Se ha analizado la degeneración de la resolución de la imagen para los distintos *coatings* para el modelo de *end-cap* de prima simple. Al igual que en el caso anterior, para llevar a cabo dicho análisis se han elegido tres núcleos equidistantes dentro de la superficie del prisma. *Figura 4.9*. En la *Figura 4.16*, existe una gran diferencia entre la potencia que llega al detector en función de la posición del núcleo que se analice. En este caso se han analizado para el *end-cap* de prisma simple con *coating mirror* y *non-mirror*, ya que con el *coating* de plata se recogen los mismos resultados que para el caso *mirror*. En el caso de la plata se supone su máxima reflectividad y una superficie totalmente lisa y homogénea.

La existencia de esta diferencia de potencia entre núcleos adyacentes hace que la muestra de análisis no sea iluminada uniformemente y en su caso la imagen que se detecta por la fibra no sea del todo clara si no emborronada, es decir, existe distorsión de la imagen que llega al detector. Dada la geometría seleccionada, en el caso del prisma sin recubrimiento, no todos los rayos son detectados, esto provoca que en comparación con el *coating mirror*, la imagen que se forma es más borrosa.



**Figura 4.16.-** Evolución de la potencia en función de la distancia en milímetros entre el detector y el *end-cap* para distintos núcleos equidistantes de la fibra, para distintos *coatings* para el modelo de prisma simple. La posición se refiere a la situación del núcleo en a la fibra.

En la *Figura 4.11* se observó cómo era la distribución de potencia para distintos modelos de encap. En este caso *Figura 4.17*, eligió el modelo de prisma simple para analizar la distribución de potencia en el detector en presencia o no de algún tipo de recubrimiento.

A diferencia del caso anteriormente mencionado en la *Figura 4.11.I*), cuando no se dispone de ningún tipo de recubrimiento *Figura 4.17.II*) parte de los rayos no son reflejados por el *end-cap* y por tanto no se detectan. La forma que adopta la distribución de potencia es parecida a la

correpondiente con el recubrimiento aunque "cortada". En el caso de nucleos cercanos al límite del prisma, posición [0 0.45], los haces de luz procedentes del núcleo pueden ser detectados aun no siendo reflejados por el prisma, debido a su proximidad al detector y por ello la distribución de potencia mantiene una forma de cono.

A una distancia de 1mm entre el detector y el *end-cap*, la distribución de la potencia es más homogenea en todo el detector.

En ambos casos, dadas las diferentes distribuciones de potencia de cada nucleo de la fibra, la imagen que se proyecta va a sufrir una degeneración en la resolución.



**Figura 4.17.-** Distribución de potencia detectada por cada uno de los núcleos seleccionados, A) Posición [00], B) Posición [0 0.45] y C) Posición [0 -0.45] para distintos tipos de *end-cap* I) Prisma simple con *coating mirror* y II) Prisma simple sin recubrimiento. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores a una detección a 1mm.

### 4.3 Efecto de la apertura numérica de la fibra

Analizados los resultados del A*partado 4.2* se puede establecer que la calidad de la imagen lateral, está condicionada por el *end-cap* que se sitúa sobre la fibra. A continuación, se va a analizar el efecto que produce una modificación de una de las características de la propia fibra óptica, como es la apertura numérica.

Como se ha establecido, las guías de onda de plástico tienen una mayor apertura numérica que las fabricadas por vidrio, con lo cual su efecto sobre la imagen resultante tiene menor capacidad de reproducir la imagen de la muestra original.



**Figura 4.18.-** Simulación. En A) Imagen de una cruz obtenida a través de una fibra de plástico con NA=0.5 En B) Imagen de una cruz obtenida a través de una fibra con una NA=0.12, correspondiente a una fibra de vidrio. C) Imagen de una cruz obtenida a través de una fibra de plástico con una NA=0.01, caso ideal. Las figuras superiores corresponden a una detección a una distancia de 0 mm de la muestra y las inferiores a una detección a 1mm.

En la *Figura 4.18* se muestra el efecto de la apertura numérica en la imagen lateral obtenida a través de una fibra de imagen de plástico. Para este caso se ha seleccionado el modelo de *end-cap* de prisma simple con recubrimiento de plata y como muestra de análisis la forma de una cruz.

Cuando se dispone de una NA=0.5, *Figura 4.18 A*), se puede observar que el contorno de la imagen que se obtiene en la fibra no es totalmente apreciable. Por el contrario, bajo las mismas condiciones y modificando la apertura numérica NA=0.12 *Figura 4.18 B*) (caso fibra de vidrio), el efecto es totalmente distinto, se puede reproducir con claridad el contorno de la imagen/muestra de análisis.

El caso ideal, NA=0.01, permitiría reproducir con total exactitud la imagen lateral para una fibra de plástico, *Figura 4.18 C*).

Por tanto, se puede establecer que la imagen que se obtiene en la fibra viene condicionada por las propiedades de la fibra óptica, en este caso por la apertura numérica.

# 5. Fabricación del micro-endoscopio

En este capítulo se describe el procedimiento de fabricación del *end-cap*, el set-up utilizado para la obtención de imágenes laterales en fibras de imagen de plástico.

## 5.1 Etapas de la fabricación

### 5.1.1 Inscripción con láser

El láser de femtosegundo fue desarrollado a finales del siglo XX con un uso notable en la medicina y en la industria. Este tipo de láseres deben su nombre a que emiten pulsos de luz de corta duración  $(10^{-15} \text{ s})$  [40].

Dentro de las aplicaciones en industria, uno de sus usos es el micromecanizado para la fabricación de dispositivo fotónico en materiales transparentes como vidrios o polímeros. En 1987, Küper y Stuke hacen uso de láseres de femtosegundo en el rango ultraviota para la ablación sobre PMMA, sin obtener resultados de daño en dichos materiales. Además, observaron que existía una diferencia en el umbral de ablación en comparación con el uso del láser de nanosegundos [41] [42].

En 1994, se utilizó el laser de femtosegundo para la eliminación de elementos con tamaño micrométrico en superficies de sílice y plata. En el proceso, cada uno de los pulsos del haz laser transfiere energía al material provocando una ionización de los electrones en la zona de interés [43].

En función de la duración del pulso se obtienen distintos daños. Pulsos de luz del orden de los femtosegundos, provocan que se obtenga un perfil de hueco mas regular que en el caso de uso de pulsos de luz del orden del picosegundo. Los pulsos de luz con una duración mayor del picosegundo provocan irregularidades en el hueco que se genera, debido a que el tiempo de excitación de los electrones es inferior al empleado en el intercambio de energía térmica entre los electrones, fotones y los iones de la red del material [43] [44]. Además, la existencia de absorción lineal en este tipo de láseres junto con una óptica que permita la focalización del haz en la muestra, permite obtener estructuras tridimensionales con un tamaño del orden de los nanómetros o los micrómetros [42][45].



**Figura 5.1.-** Reprentación gráfica del efecto producido por un láser de ancho de pulso: A) orden femtosegundo. B): orden de los nanosegundo.

Una de las etapas para la fabricación del micro-endoscopio, es la obtención del prisma que se va a situar en el end-face de la fibra óptica, para lo que es necesario tallar dicho prisma en un determinado material, en este caso sílice fundida.

Para realizar el tallado de los prismas se hace uso de un primer set-up formado principalmente por una fuente laser con ciertas caracterísitcas, *Tabla 1*. Se cuentan con diferentes controladores que permiten la modificación de las propiedades del haz y una plataforma 3D móvil donde se situa el material a tallar. Además, sobre esta última se situa un cámara CCD que permite la observación y control del proceso. *Figura 5.2*.



Figura 5.2.- Representación gráfica del set-up para el grabado por láser. Tomada de [46].

En la *Figura 5.2* se observan los componentes necesarios del set-up para el grabado de estructuras en muestra. Junto con el láser de femtosegundo se tiene un controlador de la energía por pulso  $E_P$  y un trigger síncrono externo que permite controlar la frecuencia de repetición de los pulsos *PRR*.

Para realizar los diferentes cambios sobre la muestra se tiene una óptica de enfoque, por lo que a través de un sistema de espejos, se facilita la propagación del haz hasta la zona de procesamiento de la muestra [46].

Parámetro	Valor
Longitud de onda/nm	1030
Energía pulso /nJ	250
PRR /kHz	250
Anchura pulso /fs	360
Velocidad de inscripción / mm $\cdot$ s <sup>-1</sup>	2

Tabla 2.-Especificaciones de la fuente láser.

A partir de la configuración anterior, se puede obtener una matriz de estructuras 3D inscritas en un cierto material. Ver *Figura 5.3*. Una de las propiedades que afecta al tallado de las estructuras es la polarización del haz respecto a la dirección de grabado.



**Figura 5.3.-** A) Matriz 3D de prismas simples tallados en sílice fundido. B) Imagen frontal 2D del diseño para *end-cap* de prima simple C) Imagen frontal 2D del diseño para *end-cap* de doble prisma.

### 5.1.2 Etching químico

Una vez obtenido el grabado de la matriz de prismas en sílice fundido, se procedería a realizar el etching químico para obtener cada una de las estructuras individualmente y posteriormente se comenzaría a realizar el *coating* de plata y el ensamblaje con la fibra.

El etching químico es una técnica que permite el grabado de imágenes vidrios a través de la aplicación de una solución ácida a altas temperaturas, la cual elimina parte del material por corrosión química. Es un proceso que se utiliza para mecanizar materiales delgados y planos y permite producir geometrías complejas de pequeñas dimensiones [47].

Como se ha indicado en el apartado anterior, para el tallado de las estructuras, el láser tiene una polarización perpendicular a la dirección de grabado, esto provoca que el grabador penetre a lo largo del eje, por lo que se puede establecer que la polarización tiene un efecto directo en la orientación de las estructuras [48-50].

En [51] establece que el hidróxido de sodio NaOH es sensible a la polarización del haz frente a la dirección de grabado. Además, la tasa de grabado puede ser superior a los 300µm/h.

En este caso como grabador para el etching químico, se ha selecionado una disolución de NaOH al 95% p/p. El proceso de etching químico se desarrolla con ayuda de un agitador magnético para mantener la disolución totalmente homogenea, junto con una placa calefactora a una temperatura de 85°C durante 2h30min.

### 5.1.3 *Coating* de plata

Una vez obtenido el prisma a partir del etching químico, se procede al recubrimiento de la superficie de interes con un *coating* de plata.

La obtención del *coating* de plata se rige según la siguiente fórmula:

 $CH_{2}OH(CHOH)_{4}COH + 2[Ag(NH_{3})_{2}] (1)^{+} + 3OH \rightarrow 2Ag(s) + CH_{2}OH(CHOH)_{4}COO^{-} + 4NH_{3} + 2H_{2}OH(CHOH)_{4}COO^{-} + 4NH_{3} + 2H_{3}OH(CHOH)_{4}COO^{-} + 2H_{3}OH(CHOH)_{4}COO^{-} + 2H_{3}OH(CHOH)_{4}COO$ 

La obtención de plata pura (Ag) se realiza a partir del complejo de nitrato de plata y amoniaco  $[Ag(NH_3)_2]^+$ . Este complejo se mezcla con una disolución de glucosa  $CH_2OH(CHOH)_4COH$  que actúa como reductor.[52]

Esta reacción permite que se obtenga plata pura Ag en estado sólido y produzca una capa metalica de particulas de plata sobre la superficie deseada, en este caso la cara principal del prisma.

Este proceso se lleva a cabo dentro de una campana extractora debido a que la reacción química pruduce emisión de gases.

### 5.1.4 Ensamblaje del end-cap en la fibra

Una vez obtenidos cada uno de los componentes del micro-endoscopio para la obtención de imágenes laterales se procede a su montaje. Para dicho dispositivo, se ha utilizado una fibra óptica del modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi. La fibra tiene un dimámtero de 1.5mm (cladding) y 1.75mm (jacket), con un total de 13000 núcleos) con una separacion aproximada entre cores de 2µm. *Tabla I.1* [28] [51]



**Figura 5.4.-** En A se muestra la imagen de la fibra MCL-1500-1.75 obtenida por microscopio estandar. En B se muestra la imagen de la guia de onda MCL-1500-1.75 obtenida por SEM a una escala de de 50  $\mu$ m y una resolución de 125  $\mu$ m.

A continuación, se procede el montaje del dispositivo:

En primer lugar se lleva a cabo el acondicionamiento de la fibra. Mediante unos alicates se elimina parte del recubrimiento exterior de plástico y posteriormente se realiza un limpiado de posibles restos de polvo que se encuentren en la superficie del recubrimiento. Se realiza un corte transversal en la parte acondicionada con una cortadora para obtener un end-face de la fibra totalmente regular.

En segundo lugar, una vez acondicionada la fibra y obtenido uno de los prismas, se procede a su unión. Existen diversos adhesivos que permiten ligar vidrio y plástico. El NOA68 es un excelente adhesivo líquido que permite pegar vidrio y plástico, que con la aplicación de luz ultravioleta facilita su curado y endurecimiento. El índice de refracción del polímero curado tiene un valor de 1,54 [53]. Posteriormente, mediante un Sistema LED de curado UV, con una longitud de onda de 365 nm, se procede a fijar el adhesivo utilizado. Este dispositivo consolida el adhesivo permitiendo un sellado del prisma y la fibra óptica [54].

### 5.2 Compatibilidad biológica de los materiales

Los materiales que se utilizan para la instrumentación médica tienen que ser biocompatibles y no tóxicos para el organismo. Para considerar un material biocompatible debe cumplirse que:[55]

- No tóxico
- Estable
- Aceptado por el organismo, sin posibilidad de rechazo.

Generalmente se recurre al uso de materiales metálicos como el cobre, el oro, la plata, el titanio, el níquel; materiales vidrios como la sílice o plásticos como el PMMA. El PMMA es un polímetro transparente utilizado tanto en el ámbito de la industria como en la medicina. En esta última, una de sus características más destacables es su biocompatibilidad debido a su acción antimicrobiana. [56][57]

Para esta fabricación, se ha seleccionado la plata como metal reflejante que se depositará en la superficie principal del *end-cap* para la obtención de imágenes laterales.

La plata es un metal cuya aplicación en medicina se ha utilizado desde la antigüedad. Una de las propiedades destacables es su función antibacteriana. Además, tiene gran aplicación en implantes debido a su importancia a nivel nanométrico.

En la *Figura 5.5*, se muestran los espectros de reflectancia del oro, de la plata y del aluminio para longitudes de onda comprendidas entre el espectro visible e infrarrojo. En este caso, interesa destacar el espectro de reflectancia de la plata ya que tiene un valor máximo en todo el espectro visible, siendo esta región del espectro electromagnético de real interés en el estudio realizado. Además, desde un punto de visto económico, la plata es de bajo coste respecto a otros materiales como el oro.



Figura 5.5.- Reflectancia de películas de plata, oro y aluminio de ultra alto vacío Tomada de [55].

# 6. Conclusiones y líneas futuras.

En este capítulo se resumen las principales conclusiones extraídas del trabajo realizado al igual que se ofrecen distintas vías futuras de investigación. Las conclusiones a las que se ha llegado son el resultado del cumplimiento del objetivo principal del trabajo, al igual que la realización de los objetivos propuestos a lo largo de los capítulos de diseño, simulación y fabricación. Las líneas de investigación propuestas están basadas en los aspectos que permitirían una mejora del microendoscopio para la obtención de imágenes laterales.

### **6.1** Conclusiones

Este trabajo ha tenido como objetivo principal la obtención de imágenes laterales a través un micro-endoscopio de fibra óptica. La caracterización del dispositivo se realizó a partir del diseño previo del *end-cap* y la simulación del mismo en distintas situaciones, tras las simulaciones realizadas con el software Matlab y OpticStudio Zemax.

A partir de todo ello, se ha llegado a las siguientes conclusiones generales:

- La fibra óptica de imagen es una tecnología en desarrollo que permite el avance de numerosas áreas de investigación médica, en particular en la endoscopía, debido a las ventajas que presentan en cuanto a tamaño, capacidad de manejo, materiales y flexibilidad.
- Una de las características principales de la fibra óptica de imagen de plástico es la distribución y forma geométrica de los núcleos, ya que cada núcleo actúa como un píxel a partir del cual se recoge la imagen.
- Mediante el software Matlab se han modelado distintos entornos de simulación correspondientes a los distintos diseños de *end-cap* propuestos, permitiendo generar ficheros Zemax que posteriormente han facilitado el análisis.
- Se evaluó el rendimiento de la fibra óptica MCL-1500/1.75 de la marca Asahi Kasei, a través de las simulaciones de la misma fibra con distintos modelos de *end-cap*, para una longitud de onda de 530 nm, para la iluminación, obtención de la imagen a través de la fibra óptica y la degeneración de la resolución de la misma. Simulación de distintos entornos de estudio.
- De los diseños simulados, se eligió el modelo de *end-cap* de prisma simple para realizar un estudio en función de los *coating* para el análisis de la iluminación, la obtención de la imagen de una muestra a través de la fibra óptica y la degeneración de la resolución. La simulación reflejó que se obtenía mejores resultados con la simulación de un *coating* de

plata que en el caso de no disponer ningún tipo de recubrimiento, se reproduce de manera más clara la imagen de la muestra de análisis.

Se comprobó el efecto que tendría una fibra óptica de plástico si la apertura numérica de la misma fuese la ideal y la similar a una guía óptica de vidrio.

### 6.2 Líneas Futuras

Establecidas las conclusiones, se proponen las líneas futuras correspondientes al trabajo realizado.

- El uso de fibras de imagen de plástico implica captar y trasmitir imágenes en el rango visible, por ello se propone el uso de un láser sintonizable en este rango, que permita estudiar el comportamiento de estas guías de onda en función de la longitud de onda del haz de entrada. Además, se podría añadir como variables la curvatura de la fibra, radio, dirección angular y el efecto de acoplo de potencia entre núcleos.
- Atendiendo a las características ópticas de las muestras a analizar, si el estudio requiere trabajar fuera del rango del visible, se podría hacer uso de las fibras de imagen de vidrio que, aunque su coste de fabricación es superior a las de plástico, son idóneas para trabajar fuera del rango visible por sus bajas pérdidas y el nivel de detalle a observar mejoraría debido a su resolución.
- Siempre y cuando se mantenga la condición de biocompatibilidad entre el dispositivo y la zona de análisis, se podría analizar el rendimiento del mismo con el uso de otro tipo de materiales para el *end-cap* y de recubrimiento del mismo.
- Dado que este micro-endoscopio tiene como uso la obtención de imágenes laterales dentro de cavidades del cuerpo humano *ex vivo*, se propone realizar un análisis experimental para comprobar la efectividad del dispositivo en la observación de tejidos.

# 7. Referencias

- [1] MARTÍNEZ, Yoan Gabriel Rodríguez; HERNÁNDEZ, Reynier Martínez; VILLAREJO, Arlenis Labañino. Desarrollo Histórico de la Endoscopia Gastrointestinal.
- [2] MOORE J. and MAITLAND D., Endoscopy. In: Moore JE Jr and Maitland DJ Biomedical technology and devices handbook. 2nd ed. New York: Taylor & Francis, 2013, pp. 217– 45.
- [3] ARMENGOL, JA Ramírez, et al. Fibroendoscopia Bronquial: Introducción a la técnica. Archivos de Bronconeumología, 1977, vol. 13, no 4, p. 179-181.
- [4] DEL VALLE LLUFRIO, Pedro; ROMERO BAREIRO, Sandra Rocío; SANTANA FUENTES, Yenia. Lesiones de colon diagnosticadas por colonoscopia en pacientes con sangre oculta positiva. Revista Médica Electrónica, 2014, vol. 36, p. 692-699.
- [5] HOPKINS, Harold H.; KAPANY, N. Singh. A flexible fibrescope, using static scanning. Nature, 1954, vol. 173, no 4392, p. 39-41.
- [6] Historia de la Fibra de Vidrio. HISTORIA DE LA FIBRA DE VIDRIO: Fibras sintéticas y artificiales. Consultado 22 abril 2022, https://fibras-sinteticas-yartificial.webnode.mx/news/historia-de-la-fibra-de-vidrio/
- [7] TOMASI, Wayne. Sistemas de comunicaciones electrónicas. Pearson educación, 2003.
- [8] SAINEA MOLINA, Paola Andrea, et al. Propuesta de un manual de procedimientos de instalación y mantenimiento preventivo y correctivo de la red de fibra óptica de la EBSA con canales de 10 Gbps. 2016.
- [9] La Ventaja de la fibra de corning: Optical communications. Corning. Consultado 12 abril 2022, https://www.corning.com/opticalcommunications/cala/es/home/products/fiber/optical-fiber-advantage.html
- [10] Operaciones auxiliares con tecnologías de la información y la comunicación. Martín Sánchez Morales. Editorial Elearning S.L ISBN 978-84-16492-12-1
- [11] CHUECA LÁZARO, Manuel; LOSADA BINUÉ, María Ángeles. Desarrollo de un sistema experimental para medidas de campo cercano en fibras ópticas de plástico multinúcleo.
- [12] CASABONA, Silvia Serón. Caracterización Individualizada de las Propiedades de Transmisión de los Núcleos en Fibras Ópticas de Plástico Multinúcleo (MC-POF).
- [13] SINGH, Karamdeep; KAUR, Gurmeet. Multi-Core Fibers: An Overview. En International Conference on Emerging Technologies in Electronics & Communication (ICETEC-13).
   2013.

- [14] VALMALA, Amaia Berganza. Estudio y caracterización de las fibras ópticas de plástico multinúcleo. 2014. Tesis Doctoral. Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea.
- [15] BERGANZA, Amaia, et al. Ray-tracing analysis of crosstalk in multi-core polymer optical fibers. Optics Express, 2010, vol. 18, no 21, p. 22446-22461.
- [16] ORTEGA-QUIJANO, Noé; FANJUL-VÉLEZ, Félix; ARCE-DIEGO, José Luis. Optical crosstalk influence in fiber imaging endoscopes design. Optics communications, 2010, vol. 283, no 4, p. 633-638.
- [17] VIDAL, Aníbal R. Figueiras. Una panorámica de las telecomunicaciones. Pearson educación, 2002.
- [18] MIRAVETE, A (2007). Materiales compuestos Vol I, Barcelona, Reverté
- [19] COQUOZ, Olivier, et al. Performances of endoscopic holography with a multicore optical fiber. Applied optics, 1995, vol. 34, no 31, p. 7186-7193.
- [20] Product variants of Flexible Imaging bundles. SCHOTT. Consultado 29 Mayo 2022, https://www.schott.com/en-gb/products/flexible-imaging-bundles-p1000343/productvariants?tab=small-diameter-image-guides
- [21] Standard specifications for image fibers. Fujikura May 10th, 2019 Consultado 28 Junio 2022

https://www.fujikura.co.jp/eng/products/optical/appliedoptics/03/\_\_icsFiles/afieldfile/20 19/05/14/B-19DA001A-Imagefibers\_standard\_specifications.pdf

- [22] KOIKE, Yasuhiro. Fundamentals of plastic optical fibers. John Wiley & Sons, 2015.
- [23] ZUBIA, Joseba; ARRUE, Jon. Plastic optical fibers: An introduction to their technological processes and applications. Optical fiber technology, 2001, vol. 7, no 2, p. 101-140.
- [24] ORTIZ, Jaime Heisen Sotelo. Las Fibras Ópticas de Plástico. Electrónica-UNMSM, 2008, no 22, p. 24-30.
- [25] ZIEMANN, Olaf, et al. POF handbook. Springer, 2008.
- [26] Guzik, C. Optical fiber technology: When to choose glass vs. plastic fiber. Lumitex. Retrieved Consultado Junio 15, 2022, https://www.lumitex.com/blog/optical-fibertechnology
- [27] WANG, Jian; YANG, Xinghua; WANG, Lili. Fabrication and experimental observation of monolithic multi-air-core fiber array for image transmission. Optics express, 2008, vol. 16, no 11, p. 7703-7708.
- [28] Asahi Kasei POF Image Guide. Asahi Kasei POF Image Guide Industrial Fiber Optics, Inc. is pleased to offer Asahi's image guides. Consultado 29 Julio, 2022, https://www.ifiberoptics.com/asahi-pof-image-guide.php

- [29] ROLDÁN VARONA, Pablo, et al. "Selective Plane Illumination Optical Endomicroscopy with Polymer Imaging Fibres." CLEO: Science and Innovations. Optica Publishing Group, 2022.
- [30] GABÀS MASIP, J. (2015). "Maxwell: la teoría electromagnética de la luz". Arbor, 191 (775): a265. doi: http://dx.doi.org/10.3989/ arbor.2015.775n5004
- [31] CASAS PELÁEZ, Justiniano, et al. Óptica paraxial. 1962.Óptica. Universidad de Zaragoza.
- [32] DE JESÚS HERRERA-ESQUIVEL, José, et al. Evolución de la endoscopía y la cirugía endo/laparoscópica; pasado, presente y futuro. Revista Mexicana de Cirugía Endoscópica, 2018, vol. 19, no 3, p. 131-136.
- [33] FLUSBERG, B., Cocker, E., Piyawattanametha, W. et al. Fiber-optic fluorescence imaging. Nat Methods 2, 941–950 (2005). https://doi.org/10.1038/nmeth820
- [34] SEIBEL Eric J., Johnston Richard S., and Melville C. David "A full-color scanning fiber endoscope", Proc. SPIE 6083, Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications VI, 608303 (15 February 2006); https://doi.org/10.1117/12.648030
- [35] GRIGNOLA, Juan C.; DOMINGO, Enric. Conceptos básicos en circulación pulmonar. Revista Colombiana de Cardiología, 2017, vol. 24, p. 3-10.
- [36] SOLANO UMAÑA, Víctor; VEGA BAUDRIT, José. Gold and silver nanotechology on medicine. 2015
- [37] Matlab El Lenguaje del Cálculo Técnico. MATLAB & Simulink. Consultado 2 agosto 2022, https://es.mathworks.com/products/matlab.html
- [38] Understanding the main interfaces of ZOS-API USING MATLAB. Consultado 25 Julio 2022 https://support.zemax.com/hc/en-us/articles/1500005490181-Understanding-themain-Interfaces-of-ZOS-API-using-MATLAB
- [39] Exploring non-sequential mode in OpticStudio Knowledgebase. Consultado 24 Julio 2022, https://support.zemax.com/hc/en-us/articles/1500005487761-Exploring-Non-Sequential-Mode-in-OpticStudio
- [40] CALLOU, Thais Pinheiro, et al. Advances in femtosecond laser technology. Clinical ophthalmology (Auckland, NZ), 2016, vol. 10, p. 697.
- [41] KÜPER, S., STUKE, M. Femtosecond uv excimer laser ablation. Appl. Phys. B 44, 199–204 (1987). https://doi-org.unican.idm.oclc.org/10.1007/BF00692122
- [42] SUGIOKA, Koji; CHENG, Ya. Ultrafast lasers—reliable tools for advanced materials processing. Light: Science & Applications, 2014, vol. 3, no 4, p. e149-e149.

- [43] GATTASS, Rafael R.; MAZUR, Eric. Femtosecond laser micromachining in transparent materials. Nature photonics, 2008, vol. 2, no 4, p. 219-225.
- [44] CHICHKOV, Boris N., et al. Femtosecond, picosecond and nanosecond laser ablation of solids. Applied physics A, 1996, vol. 63, no 2, p. 109-115.
- [45] MALINAUSKAS, Mangirdas, et al. Ultrafast laser processing of materials: from science to industry. Light: Science & Applications, 2016, vol. 5, no 8, p. e16133-e16133.
- [46] ROLDÁN VARONA, Pablo, et al. Post-procesado de fibras ópticas mediante láseres de femtosegundo. 2019.
- [47] ÇAKIR, O. Decapado químico del aluminio. Revista de tecnología de procesamiento de materiales, 2008, vol. 199, nº 1-3, pág. 337-340.
- [48] ROSS, Calum A., et al. Optimisation of ultrafast laser assisted etching in fused silica.Optics express, 2018, vol. 26, no 19, p. 24343-24356.
- [49] HNATOVSKY, C., et al. Polarization-selective etching in femtosecond laser-assisted microfluidic channel fabrication in fused silica. Optics letters, 2005, vol. 30, no 14, p. 1867-1869.
- [50] CASAMENTI, Enrico; POLLONGHINI, Sacha; BELLOUARD, Yves. Few pulses femtosecond laser exposure for high efficiency 3D glass micromachining. Optics Express, 2021, vol. 29, no 22, p. 35054-35066.
- [51] Specifications for Plastic Optical Fiber MCL-1500-1.75 Asahi Consultado 22 Julio 2022, https://i-fiberoptics.com/pdf/mcl-1500-1.75-spec-new.pdf
- [52] Departamento de Química Inorgánica. Universidad de Alicante. El Espejo de Plata. El espejo de plata. Departamento de Química Inorgánica. Consultado 11 Agosto 2022, https://dqino.ua.es/es/laboratorio-virtual/el-espejo-de-plata.html
- [53] UV-curing optical adhesives. Consultado 2 Agosto 2022, https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup\_id=196
- [54] High-power UV curing led system. Consultado 2 Agosto 2022, https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup\_id=4424
- [55] BENNETT, Jean M.; ASHLEY, E. J. Infrared reflectance and emittance of silver and gold evaporated in ultrahigh vacuum. Applied Optics, 1965, vol. 4, no 2, p. 221-224.
- [56] GONZÁLEZ, Dulce W., et al. Poli (metacrilato de metilo): Un termoplástico biocompatible. Diversas aplicaciones. Revista Iberoamericana de Polímeros, 2021, vol. 22, no 3, p. 140-146.
- [57] MONTOLIU, Francisco Climent. Biomateriales I. Clasificaciones de los materiales. Revista de la Reial Acadèmia de Medicina de Catalunya, 1993, p. 139-151.

- [58] SIBBETT, W.; LAGATSKY, A. A.; BROWN, C. T. A. The development and application of femtosecond laser systems. Optics Express, 2012, vol. 20, no 7, p. 6989-7001.
- [59] KOTZ, Frederik, et al. Three-dimensional printing of transparent fused silica glass. Nature, 2017, vol. 544, no 7650, p. 337-339.
- [60] DE GROEN, Piet C. History of the endoscope [scanning our past]. Proceedings of the IEEE, 2017, vol. 105, no 10, p. 1987-1995.
- [61] STEELMAN ZA, et al. Comparison of imaging fiber bundles for coherence-domain imaging. Appl Opt. 2018 Feb 20;57(6):1455-1462. doi: 10.1364/AO.57.001455. PMID: 29469848; PMCID: PMC6171504.
- [62] UTZINGER, U., & Richards-Kortum, R. R. (2017). Fibre Optic Probes in Optical Spectroscopy, Clinical Applications. In Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry (pp. 603-617). Elsevier Inc.. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803224-4.00144-8
- [63] UTZINGER, Urs; RICHARDS-KORTUM, Rebecca R. Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy. Journal of biomedical optics, 2003, vol. 8, no 1, p. 121-147.
- [64] STANKEVIČ, Valdemar; RAČIUKAITIS, Gediminas; GEČYS, Paulius. Chemical etching of fused silica after modification with two-pulse bursts of femtosecond laser. Optics Express, 2021, vol. 29, no 20, p. 31393-31407.
- [65] VISHNUBHATLA, Krishna Chaitanya, et al. Shape control of microchannels fabricated in fused silica by femtosecond laser irradiation and chemical etching. Optics express, 2009, vol. 17, no 10, p. 8685-8695.
- [66] TAYLOR, Rod; HNATOVSKY, Cyril; SIMOVA, Eli. Applications of femtosecond laser induced self-organized planar nanocracks inside fused silica glass. Laser & Photonics Reviews, 2008, vol. 2, no 1-2, p. 26-46.
- [67] MILLS, Bethany, et al. Molecular detection of Gram-positive bacteria in the human lung through an optical fiber–based endoscope. European journal of nuclear medicine and molecular imaging, 2021, vol. 48, no 3, p. 800-807.
- [68] CHEN, Xianpei; REICHENBACH, Kristen Lantz; XU, Chris. Experimental and theoretical analysis of core-to-core coupling on fiber bundle imaging. Optics express, 2008, vol. 16, no 26, p. 21598-21607.
- [69] ZIEMANN, O., et al. POF Handbook-Optical Short Range Transmission Systems. 2008.Berlin and Heidelberg: Springer Verlag.

# Anexo I: especificaciones fibra óptica



Figura I.1.- Modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi [49]

Especificación	Valor
Material del Núcleo	PMMA
Índice de refracción del núcleo	1.49
Perfil de índice de refracción	Paso de índice
NA	0.5
Numero de núcleos	13.000
Diámetro de cada núcleo /µm	11.48
Diámetro del cladding/µm	$1500 \pm 90$

Tabla A.- Especificaciones técnicas Modelo MCL-1500-1.75 de la marca Asahi[49]

## Anexo II: códigos simulaciones

Programa Principal: Iluminación Muestra

```
%% Zemax simulation of lateral image through coated prism at distal end
clear
close all
clc
%% Parameters - Random selection of illuminated cores for Zemax simulation
% Asahi MCL-1500-1.75
n cores = 13000;
d ext = 1500;
d int = 1495;
alpha = 2;
core_size = [11,11];
s = "array";
t = 's';
q = 750;
regions = 1;
angle = 360;
plot figures = 'y';
n cores zemax = 50;
                      % Simulated cores
% Simulated cores
P_Rec = circular_array_imaging_fiber(n_cores,alpha,d_ext,d_int,core_size,...
    t,q,'n',regions,angle);
if n_cores_zemax <= size(P_Rec,1)</pre>
    aux = randperm(size(P_Rec,1));
    P_zemax = P_Rec(aux(1:n_cores_zemax),:);
    P_no_zemax = P_Rec(aux(n_cores_zemax+1:end),:);
else
    error('Error - n_cores_zemax must contain a lower value.');
end
% Plot
if plot_figures=='y'
    col = lines(2);
    figure;
    set(gcf, 'OuterPosition', [367.4000 117.8000 735.2000 715.2000]);
    theta = linspace(0,2*pi,1001);
    clad_x = d_ext/2.*cos(theta);
    clad y = d ext/2.*sin(theta);
    im_x = d_int/2.*cos(theta);
    im_y = d_int/2.*sin(theta);
    fill(clad_x,clad_y,'k','HandleVisibility','off','FaceAlpha',0.1);
    hold on
    plot(im x,im y,':k','HandleVisibility','off');
    scatter3(P_no_zemax(:,1),P_no_zemax(:,2),zeros(1,size(P_no_zemax,1)),...
```

```
P_no_zemax(:,3)/2,col(1,:),'filled','DisplayName','Non-simulated cores');
    scatter3(P_zemax(:,1),P_zemax(:,2),zeros(1,size(P_zemax,1)),...
        P_zemax(:,3)/2,col(2,:),'filled','DisplayName',...
        sprintf('Simulated cores (%i/%i = %.2f%)',n_cores_zemax,size(P_Rec,1),...
        n_cores_zemax/size(P_Rec,1)*100));
    hold off
    axis equal
    grid on
    legend('Location','north outside');
    set(gca, 'XLim', 1.1*d_ext/2*[-1,1]);
    xlabel('X (um)'); ylabel('Y (um)'); title('Illuminated cores');
end
%% Zemax simulation
clc;
close all;
% Parameters
Pos = P zemax;
                                    % Position of each simulated core (source point)
NA = 0.5;
                                   % Numerical aperture
num_rays = 1e3;
                                   % Analysis Rays
                                   % Wavelength (um)
lambda = 0.5;
material = 'F SILICA';
                                   % End-cap material
material_coating = 'MIRROR';
                                   % Material of the coating
distance = 0;
                                    % Distance to the prism (mm)
% Z-position to take into account the core size
angle source = asind(NA);
z_source = (Pos(:,3)/2)/tand(angle_source);
Pos(:,3) = -z source;
args = cell(1,8);
args{1} = Pos/1000;
args{2} = NA;
args{3} = num_rays;
args{4} = lambda;
args{5} = material;
args{6} = material_coating;
args{7} = distance;
name_file = 'sim_endcap';
% [Det,P] = MatlabZemax BareFibre(args,name file); i=1;
% [Det,P] = MatlabZemax CoatedPrism(args,name file); i=2;
[Det,P] = MatlabZemax_CoatedDoublePrism(args,name_file); i=3;
%% Figure 1 - Plot
figure(1);
clf;
set(gcf, 'OuterPosition', [248 198 1482 771]);
set(gcf, 'Color', [1,1,1]);
if i==1 || i==2
    x = linspace(-0.5,0.5,1001);
    y = x;
else
    x = linspace(-0.5,0.5,1001);
    y = linspace(-0.3,0.3,1001);
end
[X,Y] = meshgrid(x,y);
NumCurves = 50;
```

```
contourf(X,Y,Det,NumCurves,'EdgeColor','none');
axis equal;
c = colorbar;
c.Label.String = 'Irradiance (W/cm^2)';
xlabel('X (mm)'); ylabel('Y (mm)');
```

#### Prisma Simple-Iluminación

```
function [Det,P] = MatlabZemax CoatedPrism(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): End-cap material
% args(6): Material of the coating
% args(7): Distance to the prism (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    material = args{5};
    material coating = args{6};
    distance = args{7};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
```

```
% Initializes NCE and loads surfaces
    % Inserts objects
    TheNCE = TheSystem.NCE;
    % Set wavelength
    TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;
    %% SOURCES (simulated cores)
    for i=1:size(P,1)
        TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.
Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));
        TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
        angle_cone = asind(NA);
        TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,2);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,3);
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle_cone;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
    end
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM
    EndCap = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
    EndCap Type =
EndCap.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCap_Type.FileName1 = 'Prism45.POB'; % set CAD file to be used (file must be
in valid directory)
    EndCap.ChangeType(EndCap_Type); % Set Object 1 as the previously specified CAD
file
    EndCap.TiltAboutX = 0;
    EndCap.TiltAboutY = 0;
    EndCap.TiltAboutZ = 0;
    EndCap.Material = material;
    EndCap.ObjectData.Scale = 0.5;
    EndCap.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
    %% SILVER COATING
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+2);
    EndCap_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+2);
EndCap coating.ChangeType(EndCap coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.Ob
jectType.RectangularVolume));
    EndCap coating.TiltAboutX = 45;
    EndCap coating.TiltAboutY = 0;
    EndCap coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCap_coating.ZPosition = 0.5;
    EndCap_coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCap coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
```

```
EndCap_coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
EndCap_coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2)/2;
EndCap_coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2)/2;
```

```
EndCap coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
    EndCap coating.Material = material coating;
    EndCap coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% Non-equential parameters
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
%
      TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
10000000;
    %% DETECTOR RECTANGULAR
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+3);
    Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+3);
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
    Detector.Material = 'ABSORB';
    % Rectangular detector
    Detector.XPosition = 0;
    Detector.YPosition = 0.5+distance;
    Detector.ZPosition = 0.5;
    Detector.TiltAboutX = 90;
    Detector.TiltAboutY = 0;
    Detector.TiltAboutZ = 0;
    Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.5;
    Detector.ObjectData.XHalfWidth = Detector.ObjectData.YHalfWidth;
    Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
    Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
    Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
    Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
    %% Ray trace
    NSCRayTrace = TheSystem.Tools.OpenNSCRayTrace();
    NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
    NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
    NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d_set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
```

```
d results = d.GetResults();
```

```
Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
    Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
    %
TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
    LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI_Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
```

```
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
   HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```

### Prisma Doble-Iluminación

```
function [Det,P] = MatlabZemax CoatedDoublePrism(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): End-cap material
% args(6): Material of the coating
% args(7): Distance to the prism (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    material = args{5};
    material coating = args{6};
    distance = args{7};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
```

```
% Initializes NCE and loads surfaces
    % Inserts objects
    TheNCE = TheSystem.NCE;
    % Set wavelength
    TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;
    %% SOURCES (simulated cores)
    for i=1:size(P,1)
        TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.
Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));
        TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
        angle_cone = asind(NA);
        TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,2);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,3);
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle_cone;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
    end
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM A
    EndCapA = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
    EndCapA Type =
EndCapA.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapA_Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapA.ChangeType(EndCapA_Type);
    EndCapA.XPosition = 0.2:
    EndCapA.YPosition = 0.2;
    EndCapA.ZPosition = 0;
    EndCapA.TiltAboutX = 0;
    EndCapA.TiltAboutY = 0;
    EndCapA.TiltAboutZ = 0;
    EndCapA.Material = material;
    EndCapA.ObjectData.Scale = 0.3;
    EndCapA.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM B
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+2);
    EndCapB = TheNCE.GetObjectAt(i+2);
    EndCapB Type =
EndCapB.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapB Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapB.ChangeType(EndCapB Type);
    EndCapB.XPosition = -0.2;
    EndCapB.YPosition = 0.2;
    EndCapB.ZPosition = 0;
    EndCapB.TiltAboutX = 0;
    EndCapB.TiltAboutY = 0;
    EndCapB.TiltAboutZ = 0;
    EndCapB.Material = material;
```

```
EndCapB.ObjectData.Scale = 0.3;
    EndCapB.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - 45° PRISM C
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+3);
   EndCapC = TheNCE.GetObjectAt(i+3);
    EndCapC Type =
EndCapC.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapC Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapC.ChangeType(EndCapC_Type);
    EndCapC.XPosition = 0.2;
   EndCapC.YPosition = -0.2;
    EndCapC.ZPosition = 0;
    EndCapC.TiltAboutX = 0;
    EndCapC.TiltAboutY = 0;
    EndCapC.TiltAboutZ = 180;
   EndCapC.Material = material;
    EndCapC.ObjectData.Scale = 0.3;
    EndCapC.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - 45° PRISM D
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+4);
   EndCapD = TheNCE.GetObjectAt(i+4);
    EndCapD Type =
EndCapD.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapD_Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapD.ChangeType(EndCapD Type);
    EndCapD.XPosition = -0.2;
    EndCapD.YPosition = -0.2;
    EndCapD.ZPosition = 0;
   EndCapD.TiltAboutX = 0;
   EndCapD.TiltAboutY = 0;
   EndCapD.TiltAboutZ = 180;
   EndCapD.Material = material;
    EndCapD.ObjectData.Scale = 0.3:
    EndCapD.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - BOOLEAN PRISMS
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+5);
   EndCap = TheNCE.GetObjectAt(i+5);
    EndCap Type =
EndCap.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.BooleanNative);
    EndCap.ChangeType(EndCap_Type);
    EndCap.Comment = 'a+b+c+d';
    EndCap.ObjectData.ObjectA = i+1;
    EndCap.ObjectData.ObjectB = i+2;
    EndCap.ObjectData.ObjectC = i+3;
    EndCap.ObjectData.ObjectD = i+4;
    EndCap.XPosition = 0.2;
    EndCap.YPosition = 0.2;
    EndCap.ZPosition = 0;
    EndCap.TiltAboutX = 0;
    EndCap.TiltAboutY = 0;
   EndCap.TiltAboutZ = 0;
   EndCap.Material = material;
    EndCap.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
```

```
EndCapA.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapB.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapC.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapD.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapA.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapB.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapC.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapD.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    %% SILVER COATING A
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+6);
    EndCapA_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+6);
EndCapA_coating.ChangeType(EndCapA_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.
ObjectType.RectangularVolume));
    EndCapA_coating.XPosition = 0;
    EndCapA coating.YPosition = 0.25;
    EndCapA_coating.ZPosition = 0.35;
    EndCapA coating.TiltAboutX = 45;
    EndCapA coating.TiltAboutY = 0;
    EndCapA_coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCapA coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCapA_coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
    EndCapA coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapA_coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapA_coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
    EndCapA_coating.Material = material_coating;
    EndCapA_coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% SILVER COATING B
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+7);
    EndCapB coating = TheNCE.GetObjectAt(i+7);
EndCapB_coating.ChangeType(EndCapB_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.
ObjectType.RectangularVolume));
    EndCapB_coating.XPosition = 0;
    EndCapB_coating.YPosition = -0.25;
    EndCapB_coating.ZPosition = 0.35;
    EndCapB_coating.TiltAboutX = -45;
    EndCapB_coating.TiltAboutY = 0;
    EndCapB coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCapB coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCapB coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
    EndCapB coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapB coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapB_coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
    EndCapB coating.Material = material coating;
    EndCapB_coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% SILVER COATING - BOOLEAN
```

```
TheNCE.InsertNewObjectAt(i+8);
```
EndCap\_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+8);

EndCap\_coating.ChangeType(EndCap\_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.Ob jectType.BooleanNative));

```
EndCap coating.Comment = 'a+b';
    EndCap coating.ObjectData.ObjectA = i+6;
    EndCap coating.ObjectData.ObjectB = i+7;
    EndCap coating.XPosition = 0;
    EndCap coating.YPosition = 0.25;
    EndCap coating.ZPosition = 0.35;
    EndCap coating.TiltAboutX = 45;
    EndCap_coating.TiltAboutY = 0;
    EndCap_coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCap_coating.Material = material_coating;
    EndCap coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    EndCapA_coating.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapB coating.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapA coating.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapB coating.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    %% Non-equential parameters
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
%
      TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
10000000;
    %% DETECTOR RECTANGULAR
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+9);
    Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+9);
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
    Detector.Material = 'ABSORB';
    % Rectangular detector
    Detector.XPosition = 0;
    Detector.YPosition = 0.5+distance;
    Detector.ZPosition = 0.3;
    Detector.TiltAboutX = 90;
    Detector.TiltAboutY = 0;
    Detector.TiltAboutZ = 0;
    Detector.ObjectData.XHalfWidth = 0.5;
    Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.3;
    Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
    Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
    Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
    Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
    %% Ray trace
    NSCRayTrace = TheSystem.Tools.OpenNSCRayTrace();
    NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
```

```
NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
    NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
    d results = d.GetResults();
    Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
    Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
TheSystem.Analyses.New Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
```

```
LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
   HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```

## Fibra desnuda-Iluminación

```
function [Det,P] = MatlabZemax BareFibre(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): NOT USED - End-cap material
% args(6): NOT USED - Material of the coating
% args(7): Distance to the fibre (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    distance = args{7};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
    % Initializes NCE and loads surfaces
    % Inserts objects
```

```
TheNCE = TheSystem.NCE;
    % Set wavelength
    TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;
    %% SOURCES (simulated cores)
    for i=1:size(P,1)
        TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.
Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));
        TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
        angle cone = asind(NA);
        TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,2);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,3);
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle cone;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
    end
    %% Non-equential parameters
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
      TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
10000000;
    %% DETECTOR RECTANGULAR
      TheNCE.InsertNewObjectAt(i+1);
    Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
```

```
Detector.Material = 'ABSORB';
```

%

%

```
% Rectangular detector
Detector.XPosition = 0;
Detector.YPosition = 0.75+distance;
Detector.ZPosition = 0.5;
```

```
Detector.TiltAboutX = 90;
Detector.TiltAboutY = 0;
Detector.TiltAboutZ = 0;
```

```
Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.5;
Detector.ObjectData.XHalfWidth = Detector.ObjectData.YHalfWidth;
Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
```

```
%% Ray trace
NSCRayTrace = TheSystem.Tools.OpenNSCRayTrace();
NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
```

```
NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
    NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
    d results = d.GetResults();
    Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
    Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
TheSystem.Analyses.New Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
```

```
LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI_Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
   HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```

```
function P =
circular_array_imaging_fiber(n_cores,alpha,d_ext,d_int,diam_core,t,q,p,regions,angle
)
   %% Simulation circular-array imaging fiber
   % Function meant to be used with imaging fibers
   % Inputs
   % n cores: number of cores
   % alpha: evenness of boundary (the greater, the smoother)
   % diam_ext: fiber diameter (um)
   % diam int: imagecircle diameter (um)
   % diam core: range (min and max) of randomness in core diameters (um)
   % t: 'p' (percentaje of cores), 'c' (number of cores), 's' (thickness in um)
   % q: quantity of indicated in 't'
   % p: "y" if fiber plot is desired
   % regions: number of illuminated regions (between 1 and 4)
   % angle: angle of each region (degrees)
   % Outputs
   % P: nx3 matrix (x and y position of each simulated core, and its diameter)
   x = zeros(1,n_cores);
   y = zeros(1,n_cores);
   z = zeros(1,n_cores);
    z = (diam_core(1)*100-1+randi(diam_core(2)*100-diam_core(1)*100+...
        1,[1,length(z)]))/100;
   if regions<1 || regions>4
       error(' Error - Number of regions illuminated must be between 1 and 4.');
    end
   if (regions*angle)>360
       error(' Error - Illuminated regions must no exceed 360 degrees (overall).');
    end
   b = round(alpha*sqrt(n_cores)); % Number of boundary points
   phi = (sqrt(5)+1)/2;
                                      % Golden ratio
    for i=1:n_cores
       if i>n_cores-b
                                         % Put on the boundary
           r = d int/2;
       else
            r = d int/2*sqrt(i-1/2)/sqrt(n cores-(b+1)/2); % Apply square root
       end
       theta = 2*pi*i/phi^2;
       x(i) = r*cos(theta);
       y(i) = r*sin(theta);
   end
   % 1st filter
    if t=="c"
       cores = q;
       [~,aux] = sort(sqrt(x.^2+y.^2), 'descend');
       x_i = x(aux(1:cores)); x_n = x(aux(cores+1:end));
       y_i = y(aux(1:cores)); y_n = y(aux(cores+1:end));
       z i = z(aux(1:cores)); z n = z(aux(cores+1:end));
   elseif t=="p"
       cores = floor(n_cores*q);
       [~,aux] = sort(sqrt(x.^2+y.^2), 'descend');
       x_i = x(aux(1:cores)); x_n = x(aux(cores+1:end));
```

```
y_i = y(aux(1:cores)); y_n = y(aux(cores+1:end));
        z_i = z(aux(1:cores)); z_n = z(aux(cores+1:end));
    elseif t=="s'
        aux = sqrt(x.^2+y.^2)>=(d_ext/2-q);
        x_i = x(aux); x_n = x(~aux);
        y_i = y(aux); y_n = y(~aux);
        z_i = z(aux); z_n = z(~aux);
    else
        error('Error - method non supported.');
    end
    % 2nd filter
    theta = atan2d(y_i, x_i)-90;
    theta(theta<-180) = theta(theta<-180)+360;</pre>
    if regions==1
        aux = abs(theta)<=(angle/2);</pre>
    elseif regions==2
        aux = (abs(theta) <= (angle/2)) | (abs(theta) >= (180 - angle/2));
    elseif regions==3
        aux = (abs(theta)<=(angle/2)) | (abs(theta)<=(120+angle/2) &</pre>
abs(theta)>=(120-angle/2));
    elseif regions==4
        aux = (abs(theta)<=(angle/2)) | (abs(theta)>=(180-angle/2)) | ...
            (abs(theta)<=(90+angle/2) & abs(theta)>=(90-angle/2));
    end
    x_n = [x_n,x_i(~aux)];
    y_n = [y_n,y_i(~aux)];
    z_n = [z_n,z_i(~aux)];
    x_i = x_i(aux);
    y_i = y_i(aux);
    z_i = z_i(aux);
    P = [x_i;y_i;z_i]';
    % Plot
    if ~isempty(p)
        if p=="y
            col = lines(2);
            figure;
            set(gcf, 'OuterPosition', [367.4000 117.8000 735.2000 715.2000]);
            theta = linspace(0, 2*pi, 1001);
            clad x = d ext/2.*cos(theta);
            clad_y = d_ext/2.*sin(theta);
            im_x = d_int/2.*cos(theta);
            im_y = d_int/2.*sin(theta);
            fill(clad_x,clad_y,'k','HandleVisibility','off','FaceAlpha',0.1);
            hold on
            plot(im_x,im_y,':k','HandleVisibility','off');
            scatter3(x_n,y_n,zeros(1,length(x_n)),z_n/2,col(1,:),...
                 'filled', 'DisplayName', 'Non-illuminated');
            scatter3(x_i,y_i,zeros(1,length(x_i)),z_i/2,col(2,:),...
                 'filled', 'DisplayName', sprintf('Illuminated (%i/%i = %.2f%%)',...
                length(x_i),n_cores,length(x_i)/n_cores*100));
            hold off
            axis equal
            grid on
            legend('Location', 'northeast');
            set(gca,'XLim',1.1*d_ext/2*[-1,1]);
```

xlabel('X (um)'); ylabel('Y (um)');
 end
end
end

## Programa Principal: Imagen

```
%% Zemax simulation of lateral image through coated prism at distal end
clear
close all
clc
%% Parameters - Random selection of illuminated cores for Zemax simulation
endcap = 1;
                            % 0 for bare fibre, 1 for one-side end-cap, 2 for
double-side end-cap
image_selected = 2;
                            % 1 is A letter, 2 is cross, 3 is knife
plot figures = 'y';
                           % Number of source points simulated
n cores = 500;
if image selected==1
    A = imread('./images/A_letter.png');
elseif image_selected==2
    A = imread('./images/cross.png');
else
    A = imread('./images/knife.png');
end
A = A(:,:,1);
mask = A = = 0;
mask = reshape(mask',1,size(A,1)*size(A,2));
aux = zeros(size(A,1),size(A,2),2);
if endcap==1 || endcap==0
    [aux(:,:,1),aux(:,:,2)] = meshgrid(linspace(-0.5,0.5,size(A,2)),...
        linspace(-0.5,0.5,size(A,1)));
    aux1 = reshape(aux(:,:,1)',1,size(A,1)*size(A,2)); aux1 = aux1(mask);
    aux2 = reshape(aux(:,:,2)',1,size(A,1)*size(A,2)); aux2 = aux2(mask);
else
    [aux(:,:,1),aux(:,:,2)] = meshgrid(linspace(-0.5,0.5,size(A,2)),...
        linspace(-0.3,0.3,size(A,1)));
    aux1 = reshape(aux(:,:,1)',1,size(A,1)*size(A,2)); aux1 = aux1(mask);
    aux2 = reshape(aux(:,:,2)',1,size(A,1)*size(A,2)); aux2 = aux2(mask);
end
P_zemax_ = zeros(length(aux1),2);
P_zemax_(:,1) = aux1;
P_zemax_(:,2) = aux2;
ind = randsample(int32([1:size(P zemax ,1)]),n cores);
P zemax = zeros(n cores,2);
P_zemax(:,1) = P_zemax_(sort(ind),1);
P_zemax(:,2) = P_zemax_(sort(ind),2);
% Plot
if plot_figures=='y' && (endcap==0 || endcap==1)
    figure;
    scatter(P_zemax(:,1),P_zemax(:,2),4,lines(1),'filled');
    axis equal
    grid on
    set(gca, 'XLim', [-0.5, 0.5]);
    set(gca, 'YLim', [-0.5, 0.5]);
xlabel('X (um)'); ylabel('Y (um)');
elseif plot_figures=='y' && endcap==2
    figure;
    scatter(P_zemax(:,1),P_zemax(:,2),4,lines(1),'filled');
    axis equal
```

```
grid on
    set(gca, 'YLim', [-0.3, 0.3]);
set(gca, 'XLim', [-0.5, 0.5]);
    xlabel('X (um)'); ylabel('Y (um)');
end
%% Zemax simulation
clc;
close all;
% Parameters
Pos = P zemax;
                                     % Position of each simulated core (source point)
NA = 0.5;
                                     % Numerical aperture
num_rays = 1e3;
                                     % Analysis Rays
                                    % Wavelength (um)
lambda = 0.5;
material = 'F_SILICA';
                                    % End-cap material
material_coating = 'MIRROR';
                                    % Material of the coating
% Z-position to take into account the core size
angle_source = asind(NA);
z source = 5/tand(angle source);
Pos(:,3) = z_source/1000;
args = cell(1,8);
args{1} = Pos;
args{2} = NA;
args{3} = num_rays;
args{4} = lambda;
args{5} = material;
args{6} = material_coating;
name_file = 'sim_endcap';
if endcap==0
    [Det,P] = MatlabZemax_BareFibre(args,name_file);
elseif endcap==1
    [Det,P] = MatlabZemax CoatedPrism(args,name file);
elseif endcap==2
    [Det,P] = MatlabZemax_CoatedDoublePrism(args,name_file);
end
%% Figure 1 - Plot
figure(1);
clf;
% set(gcf, 'OuterPosition', [248 198 1482 771]);
set(gcf, 'Color', [1,1,1]);
x = linspace(-0.5,0.5,1001);
y = x;
[X,Y] = meshgrid(x,y);
NumCurves = 50;
contourf(X,Y,Det,NumCurves,'EdgeColor','none');
axis equal;
c = colorbar;
c.Label.String = 'Irradiance (W/cm^2)';
xlabel('X (mm)'); ylabel('Y (mm)');
```

## Prisma Simple-Imagen

```
function [Det,P] = MatlabZemax CoatedPrism(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): End-cap material
% args(6): Material of the coating
% args(7): Distance to the prism (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    material = args{5};
    material coating = args{6};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
    % Initializes NCE and loads surfaces
```

```
% Inserts objects
    TheNCE = TheSystem.NCE;
    % Set wavelength
    TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;
    %% SOURCES (simulated cores)
    for i=1:size(P,1)
        TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.
Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));
        TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
        angle_cone = asind(NA);
        TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,2);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,3);
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle cone;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
    end
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM
    EndCap = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
    EndCap Type =
EndCap.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCap_Type.FileName1 = 'Prism45.POB'; % set CAD file to be used (file must be
in valid directory)
    EndCap.ChangeType(EndCap_Type); % Set Object 1 as the previously specified CAD
file
    EndCap.TiltAboutX = 0;
    EndCap.TiltAboutY = 0;
    EndCap.TiltAboutZ = 0;
    EndCap.Material = material;
    EndCap.ObjectData.Scale = 0.5;
    EndCap.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
    %% SILVER COATING
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+2);
    EndCap_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+2);
EndCap_coating.ChangeType(EndCap_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.Ob
jectType.RectangularVolume));
    EndCap coating.TiltAboutX = 45;
    EndCap coating.TiltAboutY = 0;
    EndCap coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCap_coating.ZPosition = 0.5;
    EndCap coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCap_coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
    EndCap coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2)/2;
```

```
EndCap_coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2)/2;
```

```
EndCap_coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
```

```
EndCap coating.Material = material coating;
    EndCap coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% Non-equential parameters
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
      TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
%
10000000;
    %% DETECTOR RECTANGULAR
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+3);
    Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+3);
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
    Detector.Material = 'ABSORB';
    % Rectangular detector
    Detector.XPosition = 0;
    Detector.YPosition = 0.5;
    Detector.ZPosition = 0.5;
    Detector.TiltAboutX = 90;
    Detector.TiltAboutY = 0;
    Detector.TiltAboutZ = 0;
    Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.5;
    Detector.ObjectData.XHalfWidth = Detector.ObjectData.YHalfWidth;
    Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
    Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
    Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
    Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
    %% Ray trace
    NSCRavTrace = TheSvstem.Tools.OpenNSCRavTrace();
    NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
    NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
    NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d_set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
    d_results = d.GetResults();
    Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
```

```
87
```

```
Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
    %
TheSystem.Analyses.New Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
    LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI_Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
```

```
88
```

```
HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```

```
function [Det,P] = MatlabZemax CoatedDoublePrism(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): End-cap material
% args(6): Material of the coating
% args(7): Distance to the prism (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    material = args{5};
    material coating = args{6};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
    % Initializes NCE and loads surfaces
```

```
% Inserts objects
    TheNCE = TheSystem.NCE;
    % Set wavelength
    TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;
    %% SOURCES (simulated cores)
    for i=1:size(P,1)
        TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.
Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));
        TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
        angle_cone = asind(NA);
        TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,3)+0.5;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,2)+0.3;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 90;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle cone;
        TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
    end
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM A
    EndCapA = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
    EndCapA Type =
EndCapA.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapA_Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapA.ChangeType(EndCapA_Type);
    EndCapA.XPosition = 0.2;
    EndCapA.YPosition = 0.2:
    EndCapA.ZPosition = 0;
    EndCapA.TiltAboutX = 0;
    EndCapA.TiltAboutY = 0;
    EndCapA.TiltAboutZ = 0;
    EndCapA.Material = material;
    EndCapA.ObjectData.Scale = 0.3;
    EndCapA.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
    %% FIBER END-CAP - 45° PRISM B
```

```
TheNCE.InsertNewObjectAt(i+2);
EndCapB = TheNCE.GetObjectAt(i+2);
EndCapB_Type =
EndCapB.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
EndCapB_Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
EndCapB.ChangeType(EndCapB_Type);
```

```
EndCapB.XPosition = -0.2;
EndCapB.YPosition = 0.2;
EndCapB.ZPosition = 0;
EndCapB.TiltAboutX = 0;
EndCapB.TiltAboutY = 0;
EndCapB.TiltAboutZ = 0;
EndCapB.Material = material;
EndCapB.ObjectData.Scale = 0.3;
```

```
EndCapB.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - 45° PRISM C
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+3);
   EndCapC = TheNCE.GetObjectAt(i+3);
    EndCapC_Type =
EndCapC.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapC Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapC.ChangeType(EndCapC Type);
    EndCapC.XPosition = 0.2;
   EndCapC.YPosition = -0.2;
   EndCapC.ZPosition = 0;
    EndCapC.TiltAboutX = 0;
   EndCapC.TiltAboutY = 0;
   EndCapC.TiltAboutZ = 180;
    EndCapC.Material = material;
   EndCapC.ObjectData.Scale = 0.3;
   EndCapC.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - 45° PRISM D
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+4);
    EndCapD = TheNCE.GetObjectAt(i+4);
    EndCapD Type =
EndCapD.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.PolygonObject);
    EndCapD Type.FileName1 = 'Prism45.POB';
    EndCapD.ChangeType(EndCapD Type);
    EndCapD.XPosition = -0.2;
   EndCapD.YPosition = -0.2;
    EndCapD.ZPosition = 0;
    EndCapD.TiltAboutX = 0;
   EndCapD.TiltAboutY = 0;
   EndCapD.TiltAboutZ = 180;
   EndCapD.Material = material;
   EndCapD.ObjectData.Scale = 0.3;
    EndCapD.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
   %% FIBER END-CAP - BOOLEAN PRISMS
   TheNCE.InsertNewObjectAt(i+5);
    EndCap = TheNCE.GetObjectAt(i+5);
    EndCap Type =
EndCap.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.BooleanNative);
    EndCap.ChangeType(EndCap_Type);
    EndCap.Comment = 'a+b+c+d';
   EndCap.ObjectData.ObjectA = i+1;
    EndCap.ObjectData.ObjectB = i+2;
    EndCap.ObjectData.ObjectC = i+3;
   EndCap.ObjectData.ObjectD = i+4;
   EndCap.XPosition = 0.2;
   EndCap.YPosition = 0.2;
    EndCap.ZPosition = 0;
    EndCap.TiltAboutX = 0;
    EndCap.TiltAboutY = 0;
   EndCap.TiltAboutZ = 0;
    EndCap.Material = material;
   EndCap.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P50;
```

```
EndCapA.DrawData.DoNotDrawObject = true;
```

```
EndCapB.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapC.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapD.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapA.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapB.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapC.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapD.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    %% SILVER COATING A
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+6);
    EndCapA_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+6);
EndCapA_coating.ChangeType(EndCapA_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.
ObjectType.RectangularVolume));
    EndCapA coating.XPosition = 0;
    EndCapA_coating.YPosition = 0.25;
    EndCapA coating.ZPosition = 0.35;
    EndCapA_coating.TiltAboutX = 45;
    EndCapA coating.TiltAboutY = 0;
    EndCapA coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCapA coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCapA coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
    EndCapA_coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapA coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapA_coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
    EndCapA_coating.Material = material_coating;
    EndCapA_coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% SILVER COATING B
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+7);
    EndCapB coating = TheNCE.GetObjectAt(i+7);
EndCapB coating.ChangeType(EndCapB coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.
ObjectType.RectangularVolume));
    EndCapB coating.XPosition = 0;
    EndCapB_coating.YPosition = -0.25;
    EndCapB_coating.ZPosition = 0.35;
    EndCapB coating.TiltAboutX = -45;
    EndCapB_coating.TiltAboutY = 0;
    EndCapB coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCapB coating.ObjectData.X1HalfWidth = 0.5;
    EndCapB coating.ObjectData.X2HalfWidth = 0.5;
    EndCapB coating.ObjectData.Y1HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapB coating.ObjectData.Y2HalfWidth = sqrt(2*0.5^2)/2;
    EndCapB coating.ObjectData.ZLength = 0.01;
    EndCapB coating.Material = material coating;
    EndCapB coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    %% SILVER COATING - BOOLEAN
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+8);
    EndCap_coating = TheNCE.GetObjectAt(i+8);
```

```
93
```

EndCap\_coating.ChangeType(EndCap\_coating.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.Ob jectType.BooleanNative));

```
EndCap_coating.Comment = 'a+b';
    EndCap coating.ObjectData.ObjectA = i+6;
    EndCap coating.ObjectData.ObjectB = i+7;
    EndCap coating.XPosition = 0;
    EndCap coating.YPosition = 0.25;
    EndCap coating.ZPosition = 0.35;
    EndCap coating.TiltAboutX = 45;
    EndCap coating.TiltAboutY = 0;
    EndCap_coating.TiltAboutZ = 0;
    EndCap coating.Material = material coating;
    EndCap_coating.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P100;
    EndCapA coating.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapB_coating.DrawData.DoNotDrawObject = true;
    EndCapA coating.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    EndCapB coating.TypeData.RaysIgnoreObject =
ZOSAPI.Editors.NCE.RaysIgnoreObjectType.Always;
    %% Non-equential parameters
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
    TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
%
      TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
10000000;
    %% DETECTOR RECTANGULAR
    TheNCE.InsertNewObjectAt(i+9);
    Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+9);
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
    Detector.Material = 'ABSORB';
    % Rectangular detector
    Detector.XPosition = 0;
    Detector.YPosition = 0;
    Detector.ZPosition = 0;
    Detector.TiltAboutX = 0;
    Detector.TiltAboutY = 0;
    Detector.TiltAboutZ = 0;
    Detector.ObjectData.XHalfWidth = 0.5;
    Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.5;
    Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
    Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
    Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
    Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
    %% Ray trace
    NSCRayTrace = TheSystem.Tools.OpenNSCRayTrace();
    NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
    NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
```

```
NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
    d results = d.GetResults();
    Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
    Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
    %
TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
```

```
LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI_Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
   HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```

```
function [Det,P] = MatlabZemax BareFibre(args,name)
% o Input arguments
% args(1): Position of each simulated core (source point)
% args(2): Numerical aperture
% args(3): Analysis Rays
% args(4): Wavelength (um)
% args(5): NOT USED - End-cap material
% args(6): NOT USED - Material of the coating
% args(7): Distance to the fibre (mm)
% name: Name of .zmx file
% o Output arguments
% Det: detector irradiance values
% P: total power received
if ~exist('args', 'var') || ~exist('name', 'var')
    error('Error - Input arguments missing');
end
% Initialize the OpticStudio connection
TheApplication = InitConnection();
if isempty(TheApplication)
    % failed to initialize a connection
    Det = [];
    P = [];
else
    try
        [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name);
        CleanupConnection(TheApplication);
    catch err
        CleanupConnection(TheApplication);
        rethrow(err);
    end
end
end
function [Det,P] = BeginApplication(TheApplication, args, name)
import ZOSAPI.*;
    % creates a new API directory
    apiPath = System.String.Concat(pwd, '\ZemaxFiles');
    if (exist(char(apiPath)) == 0)
        mkdir(char(apiPath));
    end
    % Parameters
    P = args\{1\};
    NA = args{2};
    NumRays = args{3};
    lambda = args{4};
    % Set up primary optical system
    TheSystem = TheApplication.CreateNewSystem(ZOSAPI.SystemType.NonSequential);
    % Initializes NCE and loads surfaces
    % Inserts objects
    TheNCE = TheSystem.NCE;
```

% Set wavelength
TheSystem.SystemData.Wavelengths.GetWavelength(1).Wavelength = lambda;

```
%% SOURCES (simulated cores)
for i=1:size(P,1)
TheNCE.InsertNewObjectAt(i);
```

TheNCE.GetObjectAt(i).ChangeType(TheNCE.GetObjectAt(i).GetObjectTypeSettings(ZOSAPI. Editors.NCE.ObjectType.SourcePoint));

```
TheNCE.GetObjectAt(i).Comment = sprintf('Core #%i',i);
angle_cone = asind(NA);
TheNCE.GetObjectAt(i).XPosition = P(i,1);
TheNCE.GetObjectAt(i).YPosition = P(i,2);
TheNCE.GetObjectAt(i).ZPosition = P(i,3);
TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutX = 0;
TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutY = 0;
TheNCE.GetObjectAt(i).TiltAboutZ = 0;
TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfLayoutRays = 10;
TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.NumberOfAnalysisRays = NumRays;
TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.Power = 1/size(P,1);
TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ConeAngle = 2*angle_cone;
TheNCE.GetObjectAt(i).ObjectData.ColorNumber = 1;
```

```
end
```

## %% Non-equential parameters

```
TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumIntersectionsPerRay = 4000;
TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSegmentsPerRay = 10000;
% TheSystem.SystemData.NonSequentialData.MaximumSourceFileRaysInMemory =
10000000;
```

```
%% DETECTOR RECTANGULAR
% TheNCE.InsertNewObjectAt(i+1);
Detector = TheNCE.GetObjectAt(i+1);
```

```
Detector.ChangeType(Detector.GetObjectTypeSettings(ZOSAPI.Editors.NCE.ObjectType.Det
ectorRectangle));
    Detector.Comment = 'Detector';
```

```
Detector.Material = 'ABSORB';
```

```
% Rectangular detector
Detector.XPosition = 0;
```

Detector.YPosition = 0.75; Detector.ZPosition = 0.5;

```
Detector.TiltAboutX = 90;
Detector.TiltAboutY = 0;
Detector.TiltAboutZ = 0;
```

```
Detector.ObjectData.YHalfWidth = 0.5;
Detector.ObjectData.XHalfWidth = Detector.ObjectData.YHalfWidth;
Detector.ObjectData.NumberXPixels = 1001;
Detector.ObjectData.NumberYPixels = 1001;
Detector.TypeData.UsePixelInterpolation = false;
Detector.DrawData.Opacity = ZOSAPI.Common.ZemaxOpacity.P30;
```

```
%% Ray trace
NSCRayTrace = TheSystem.Tools.OpenNSCRayTrace();
NSCRayTrace.SplitNSCRays = false;
NSCRayTrace.ScatterNSCRays = false;
```

```
NSCRayTrace.UsePolarization = false;
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.SaveRays = false;
    d = TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.DetectorViewer);
    d set = d.GetSettings();
    d set.Detector.SetDetectorNumber(0);
    d set.Smoothing = 2;
    d set.ShowAs = ZOSAPI.Analysis.DetectorViewerShowAsTypes.FalseColor;
    %% Run the ray trace of Rectangular detector
    NSCRayTrace.ClearDetectors(0);
    NSCRayTrace.IgnoreErrors = true;
    NSCRayTrace.RunAndWaitForCompletion();
%
      NSCRayTrace.Close();
    % Extract results
    d.ApplyAndWaitForCompletion();
    d results = d.GetResults();
    Det =
zeros(Detector.ObjectData.NumberYPixels,Detector.ObjectData.NumberXPixels);
    Det = d results.GetDataGrid(0).Values.double;
    aux = char(d results.HeaderData.Lines(4)); aux = aux(19:end-6); aux(2)='.';
    P = str2double(aux);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
    %% Save file
    % 3D Layout
    %
TheSystem.Analyses.New_Analysis(ZOSAPI.Analysis.AnalysisIDM.NSCShadedModel);
    % saves file to disk to expose all objects
    TheSystem.SaveAs(System.String.Concat(apiPath, '\', name, '.zmx'));
    % saves current system in memory
    TheSystem.Save();
end
function app = InitConnection()
import System.Reflection.*;
% Find the installed version of OpticStudio.
zemaxData = winqueryreg('HKEY_CURRENT_USER', 'Software\Zemax', 'ZemaxRoot');
NetHelper = strcat(zemaxData, '\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI_NetHelper.dll');
% Note -- uncomment the following line to use a custom NetHelper path
% NetHelper = 'C:\Users\Documents\Zemax\ZOS-API\Libraries\ZOSAPI NetHelper.dll';
NET.addAssembly(NetHelper);
success = ZOSAPI NetHelper.ZOSAPI Initializer.Initialize();
% Note -- uncomment the following line to use a custom initialization path
% success = ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.Initialize('C:\Program
Files\OpticStudio\');
if success == 1
```

```
LogMessage(strcat('Found OpticStudio at: ',
char(ZOSAPI_NetHelper.ZOSAPI_Initializer.GetZemaxDirectory())));
else
    app = [];
    return;
end
% Now load the ZOS-API assemblies
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI Interfaces'));
NET.addAssembly(AssemblyName('ZOSAPI'));
% Create the initial connection class
TheConnection = ZOSAPI.ZOSAPI Connection();
% Attempt to create a Standalone connection
% NOTE - if this fails with a message like 'Unable to load one or more of
% the requested types', it is usually caused by try to connect to a 32-bit
% version of OpticStudio from a 64-bit version of MATLAB (or vice-versa).
% This is an issue with how MATLAB interfaces with .NET, and the only
% current workaround is to use 32- or 64-bit versions of both applications.
app = TheConnection.CreateNewApplication();
if isempty(app)
   HandleError('An unknown connection error occurred!');
end
if ~app.IsValidLicenseForAPI
    HandleError('License check failed!');
    app = [];
end
end
function LogMessage(msg)
disp(msg);
end
function HandleError(error)
ME = MXException(error);
throw(ME);
end
function CleanupConnection(TheApplication)
% Note - this will close down the connection.
% If you want to keep the application open, you should skip this step
% and store the instance somewhere instead.
TheApplication.CloseApplication();
end
```