

Universidad Politécnica de valencia

**Escuela Técnica Superior de Ingenieros de
Telecomunicaciones**

Trabajo de Fin de Grado

Análisis y diseño de un sistema de interferometría de baja coherencia para aplicaciones OCT

Autor: **Mahmoud Sedjar**

Tutora: **Beatriz Ortega Tamarit**

Titulación: **Grado I.T.S.T.**

Especialidad: **Sistemas de comunicaciones**

Resumen

OCT o Tomografía Óptica Coherente, es una técnica de imagen no invasiva que se basa en el principio de la interferometría de baja coherencia para proporcionar imágenes tomográficas de las microestructuras que componen las muestras no homogéneas analizadas, produciendo con ello imágenes en 2D y reconstrucciones en 3D en alta resolución. Para su funcionamiento, es necesario una fuente de luz de baja coherencia y de anchura de espectro muy elevada y el empleo de una estructura interferométrica. El campo de aplicaciones de OCT es muy amplio, principalmente las médicas tales como imagen del ojo, de la piel y de los órganos internos, etc. Sin embargo, con el desarrollo de la tecnologías otras aplicaciones han visto la luz en la industria y en el arte. En este trabajo, el objetivo general es explicar el funcionamiento de la interferometría de baja coherencia a través del análisis de un sistema OCT, por lo que se presenta un estudio de los fundamentos y funcionamiento. Con la herramienta Matlab se ha desarrollado un software de simulación que permite obtener el interferograma resultante al analizar cualquier muestra, así como un software de diseño que permite obtener las características del sistema una vez introducido el objetivo por parte del usuario. Finalmente se ha realizado el presupuesto de un ejemplo de diseño realizado con el software para su posterior comparación con las soluciones comerciales actuales.

Resum

OCT o Tomografia Òptica Coherent, és una tècnica d'imatge no invasiva que es basa en el principi de la interferometria de baixa coherència per tal de proporcionar imatges tomogràfiques de les microestructures que componen les mostres no homogènies analitzades, produint d'aquesta manera imatges en 2D i reconstruccions en 3D en alta resolució. Per al seu funcionament, és necessari una font de llum de baixa coherència i d'amplària d'espectre molt elevada i l'ús d'una estructura interferomètrica. El camp d'aplicacions d'OCT és molt ampli, principalment les mèdiques com ara imatge de l'ull, de la pell i dels òrgans interns, etc. No obstant això, amb el desenvolupament de la tecnologia altres aplicacions han vist la llum en la indústria i en l'art. En aquest treball, l'objectiu general és explicar el funcionament de la interferometria de baixa coherència a través de l'anàlisi d'un sistema OCT, per la qual cosa es presenta un estudi dels fonaments i funcionament. Amb la ferramenta Matlab s'ha desenvolupat un software de simulació que permet obtenir l'interferograma resultant d'analitzar qualsevol mostra, així com un software de disseny que permet obtenir les característiques del sistema una vegada introduït l'objectiu per part de l'usuari. Finalment s'ha realitzat el pressupost d'un exemple de disseny realitzat amb el software per a la seua posterior comparació amb les solucions comercials actuals.

Abstract

OCT (Optical Coherence Tomography) is a non-invasive imaging technique based on the principals of low coherence interferometry and which provides tomographic high resolution –2D and 3D reconstruction– images of the microstructure of non-homogeneous samples. OCT uses a low coherence broadband source and a determined type of interferometer. It has a large list of applications, the principle ones being in medicine such as ophthalmology, dermatology and cardio vascular system, etc. However, many applications in sectors such as industry and art have arisen due to the development of the technology. In this project, the main objective is to explain the concept of low coherence interferometry trough the analysis of fundamentals and the functioning of an OCT system. Using Matlab, a simulation software –which allows obtaining the resulting interferogram of any sample– has been developed. Moreover, design software –which allows obtaining the characteristics of the system when the user introduces de objectives– has been developed. Finally an estimation of the cost of an example of experimental system has been done to be compared with the commercial options.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN, OBJETIVOS Y ESTRUCTURA:	4
2. FUNDAMENTOS DE UN SISTEMA OCT	8
2.1. EVOLUCIÓN HISTÓRICA	8
2.2. TIPOS DE OCT	11
2.2.1. TD-OCT	12
2.2.2. FD-OCT	12
2.2.3. OCT CUÁNTICO (QUANTUM OCT)	13
2.2.4. OCT DE CAMPO AMPLIO (FULL FIELD OCT)	14
2.2.5. OCT DE SENSIBILIDAD DE POLARIZACIÓN	14
2.2.6. OCT DOPPLER	14
2.3. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	15
2.3.1. ESQUEMA INTERFEROMÉTRICO	15
2.3.2. ANÁLISIS TEÓRICO Y MATEMÁTICO	16
2.3.3. PARÁMETROS CARACTERÍSTICOS DE UN SISTEMA OCT	20
2.3.4. FUENTE DE LUZ Y SUS PROPIEDADES	27
2.4. APLICACIONES	38
2.4.1. APLICACIONES MÉDICAS	39
2.4.2. OTRAS APLICACIONES	43
3. ANÁLISIS DE UN SISTEMA OCT	44
3.1. DESCRIPCIÓN DEL SOFTWARE DESARROLLADO	44
3.2. DEFINICIÓN DE LA MUESTRA	49
3.3. RESULTADOS CON $\lambda_0 = 800$ NM	52
3.3.1. VALIDACIÓN DE RESULTADOS	52
3.3.2. FUENTES ÓPTICAS CON DISTINTAS ANCHURAS ESPECTRALES	53
3.4. SISTEMAS OCT CON DIFERENTES λ_0	58
3.4.1. LONGITUD DE ONDA CENTRAL $\lambda_0 = 1300$ NM	58
3.4.2. LONGITUD DE ONDA CENTRAL $\lambda_0 = 1550$ NM	59
3.5. RESPUESTAS OCT CON DISTINTAS MUESTRAS	60
3.5.1. DISTINTOS NÚMEROS DE CAPAS	60
3.6. VARIACIONES DEL ÍNDICE DE REFRACCIÓN	68
3.6.1. MUESTRAS CON CAPAS DE $\Delta n = 0.1$	69
3.6.2. MUESTRAS CON CAPAS DE $\Delta n = 0.01$	69

3.6.3.	MUESTRAS CON CAPAS DE $\Delta N = 0.005$	70
3.6.4.	MUESTRAS CON CAPAS DE $\Delta N = 0.001$	70
4.	SOLUCIONES COMERCIALES	71
4.1.	EQUIPOS COMERCIALES	71
4.1.1.	CARL ZEISS	71
4.1.2.	OPTOVUE.....	73
5.	DISEÑO DE UN SISTEMA OCT	76
5.1.	SOFTWARE	76
5.2.	EJEMPLOS	77
5.3.	PRESUPUESTO	80
5.4.	COMPARATIVA.....	82
6.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	83
6.1.	CONCLUSIONES	83
6.2.	LÍNEAS FUTURAS.....	84
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	85
8.	ANEXO	87

1. Introducción, objetivos y estructura:

La imagen médica o diagnóstico por imagen es uno de los campos de la medicina que más desarrollo ha tenido en los últimos 120 años. 1895 fue escenario de uno de los descubrimientos más grande, cuando Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X gracias a los cuales pudo obtener la primera imagen del interior del cuerpo. Desde entonces, estudios e investigaciones han ido desarrollando la imagen médica dando lugar a un abanico amplio de tecnologías, desde la radiografía hasta la tomografía con sus tipos pasando por la resonancia magnética. Esto permitió el descubrimiento de muchas enfermedades hasta entonces desconocidas.

La tomografía óptica coherente (OCT del inglés Optical Coherence Tomography) es una de esas tecnologías que más han aportado a la medicina, y que más desarrollo ha visto en los últimos 30 años gracias a su carácter no invasivo y no destructor, a su bajo coste, y a las numerosas soluciones y aplicaciones que nos ofrece, lo que la posiciona como una verdadera revolución. Es una técnica con la que se obtiene información de un objeto en profundidad debajo de la superficie, lo que permite producir imágenes de alta resolución de muestras no homogéneas. Sin duda, el campo que más ha gozado de las interminables posibilidades que ofrece OCT es la oftalmología. Desde su descubrimiento ha permitido diagnosticar muchas enfermedades oculares tales como las de la retina, de la córnea, el glaucoma, etc. además de la monitorización de los procesos quirúrgicos.

La tomografía óptica coherente está basada en el principio de la interferometría de baja coherencia que consiste en las reflexiones de la luz visible o del infrarrojo cercano procedentes de la muestra analizada que interfieren con una señal de referencia proporcionado nos un interferograma. Haciendo un estudio de este, el sistema detecta cambios del índice de refracción de la muestra, lo que nos da información de la profundidad gracias a la cual se puede reconstruir la imagen de dicha muestra. Un sistema OCT se compone básicamente de un interferómetro de baja coherencia, de tipo Michelson, sobre el cual incide una fuente de luz con elevado ancho espectral y una potencia y longitud de onda de trabajo que se adecuan con las características de la muestra a analizar.

En sus inicios, OCT solamente trataba tejidos biológicos concretamente los tejidos que componen el ojo gracias a la opacidad de este órgano y su composición homogénea, lo que permitía obtener con cierto detalle cada una de las microestructuras que componen el ojo y detectar la mínima anomalía que lo afectaba. Más recientemente la piel y los órganos internos tales como los pulmones y las

diferentes composiciones del sistema digestivo y de la arteria coronaria, etc. han adoptado esta técnica. Sin embargo, otras aplicaciones han ido visto la luz como en la industria por ejemplo la comprobación de la robustez de la estructura de materiales rígidos o en el arte como la restauración y estudios del estado de cuadros.

La clave de todo el desarrollo fue el avance que han alcanzado las telecomunicaciones. Aunque parezcan dos campos muy lejanos, el médico y el de telecomunicaciones, pues estos están fuertemente ligados. El auge del sistema OCT se debe a la mejora de los sistemas de comunicaciones, desde el uso de fibra óptica como medio de propagación de la luz hasta el desarrollo de sistemas de adquisición sofisticados. De hecho, antes del descubrimiento y creación del sistema OCT tal y como lo conocemos ahora, la base se utilizaba para la caracterización de sistemas de guiado de ondas en comunicaciones ópticas.

El objetivo general de este trabajo es analizar y diseñar un sistema OCT en dominio temporal empleando un sistema de interferometría de baja coherencia. De forma más concreta, se plantean los siguientes objetivos específicos:

1. Comprender el funcionamiento de los distintos tipos de sistemas OCT y sus aplicaciones con especial hincapié en el sistema TD-OCT.
2. Analizar la respuesta de un sistema OCT-LCI y calcular la respuesta del sistema en función del tipo de muestra y fuente óptica.
3. Obtener las características del sistema a partir de los requisitos mediante un software de diseño que –desde una muestra a analizar– permite especificar los componentes necesarios.
4. Estimar un presupuesto aproximado del sistema diseñado y compararlo con la alternativas existentes en el mercado actual.

A raíz de lo que se ha indicado anteriormente, este trabajo de fin de grado se verá estructurado de la esta manera:

En el capítulo 2 “Fundamentos de un sistema OCT”: En este capítulo, se describe en qué consiste un sistema OCT. Empezando por la evolución histórica hasta las aplicaciones más importantes pasando por los parámetros característicos importante y los componentes más importantes con sus respectivos parámetros característicos. Cabe indicar que el detector y sistema de adquisición quedan excluidos del análisis del sistema.

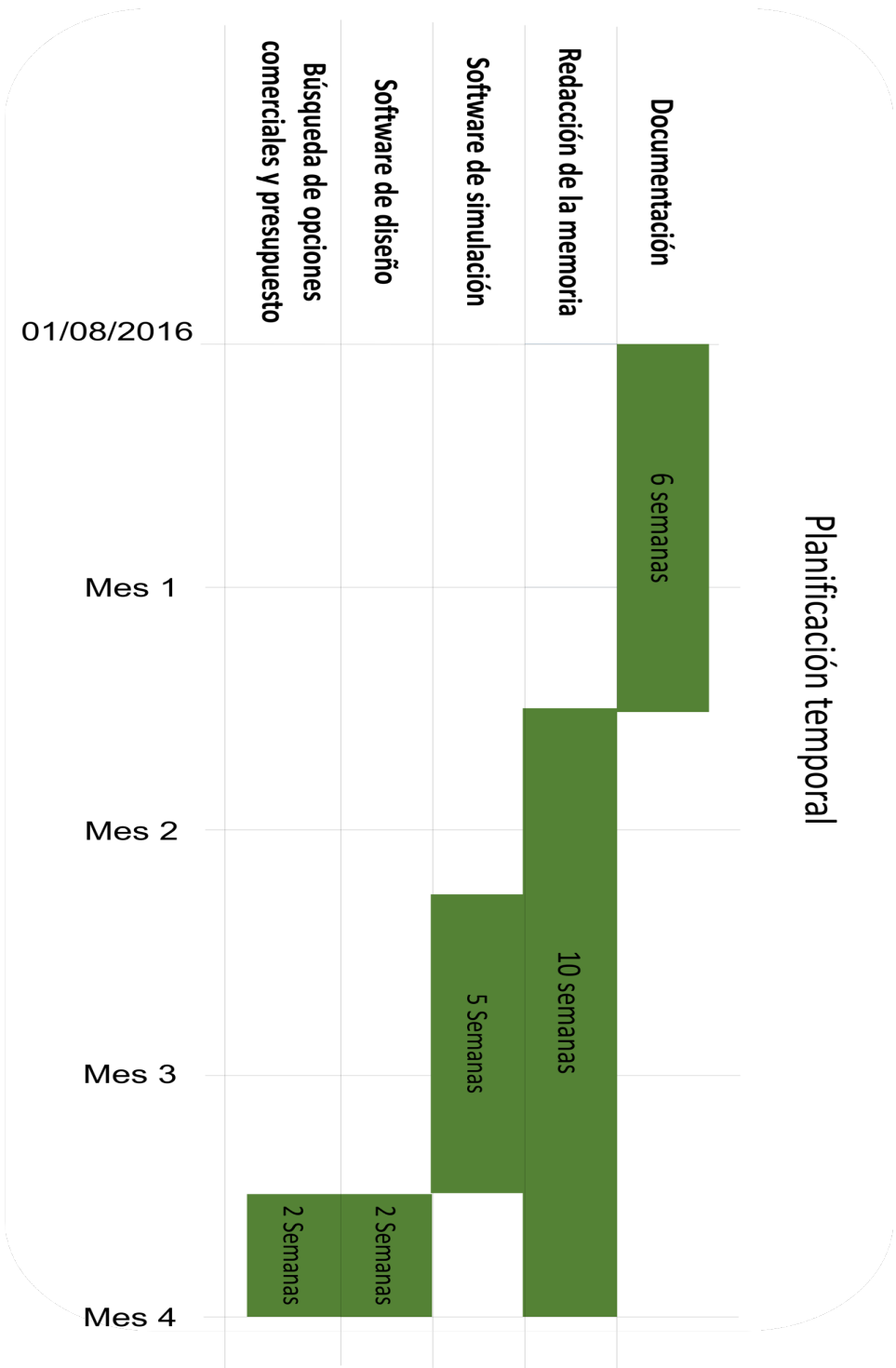
Capítulo 3 “Análisis de un sistema OCT”: Aquí se analiza el software de simulación que creado con Matlab, indicando el modo de funcionamiento, los resultados que nos proporciona así como la comprobación del funcionamiento correcto para al final destacar las limitaciones que podría presentar y los puntos y detalles en los que hay que hacer hincapié a la hora de hacer una simulación.

El capítulo 4 “Opciones comerciales”: En este apartado, se han seleccionado los aparatos OCT más comercializados citando las características técnicas y las opciones que ofrecen estos así como los precios respectivos.

En el capítulo 5 “Diseño de un sistema OCT” diseñamos un software de diseño a partir de cual –introduciendo los parámetros objetivo– nos indica el tipo de componente hay que utilizar. Así mismo, a raíz del resultado obtenido a partir de un ejemplo de comprobación, diseñamos un sistema a partir del cual hacemos un presupuesto para la posible elaboración del montaje correspondiente. Y por último hacemos una comparativa en términos de precios y opciones en la que invocamos una de las opciones comerciales citadas en el capítulo 4 y el sistema experimental que hemos diseñado.

Por último el capítulo 6 “Conclusión” donde citamos las conclusiones del trabajo además de futuro desarrollo.

➤ Planificación temporal



2. Fundamentos de un sistema OCT

2.1. Evolución histórica

OCT, Optical Coherence Tomography o Tomografía Coherente Óptica, es un método de imagen basado en la interferometría. Es una técnica de análisis no invasiva que proporciona imágenes sub-superficiales en 2D con una resolución de la escala de las micras ($1 - 20 \mu\text{m}$). OCT es parecida a lo que ya conocemos como imagen con ultrasonidos utilizada básicamente para obtener imágenes de los órganos internos y que mide la intensidad y el tiempo de propagación de una onda acústica ultrasonora reflejada por la estructura de la muestra a analizar. La diferencia con esta se refleja en el hecho de que en OCT la señal obtenida depende de la amplitud y del camino óptico recorrido por una onda de luz electromagnética reflejada por el medio biológico. El contraste de las imágenes obtenidas resulta de la no-homogeneidad del índice de refracción del medio. Además de la dificultad de detectar las reflexiones de la luz de la muestra de un tejido debido a la velocidad muy elevada de esta y la absorción elevada de la luz por los tejidos biológicos (a diferencia de las ondas ultrasonoras) hace que en principio la OCT se limite a órganos ópticamente accesibles. Sin embargo, y vista la longitud de onda óptica muy baja y, proporcionalmente, una frecuencia óptica muy elevada, la medida en OCT solo se puede conseguir haciendo la correlación entre la onda reflejada por el medio estudiado y una onda de referencia. Dicha correlación se hace mediante interferometría. Cabe destacar que la profundidad de penetración de los sistemas OCT es de unos $2 - 5 \text{ mm}$, lo que sitúa esta tecnología entre la ecografía con ultrasonidos con resolución $150 \mu\text{m}$ y penetración de 10 cm y la microscopia confocal con resolución $0,5 \mu\text{m}$ y penetración $200 \mu\text{m}$, por lo que tiene mejor resolución que la primera y mejor penetración que la segunda, lo que se explica perfectamente en este gráfico:

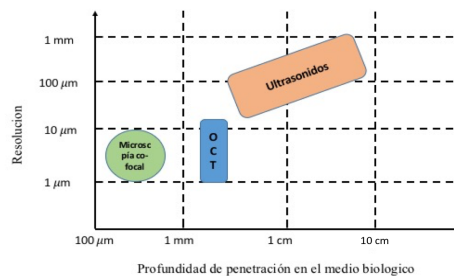


Figura 2.1: Comparación de OCT con Microscopia confocal y Ultrasonidos

Antes de todo conviene hablar un poco de la historia de OCT.

La interferometría de baja coherencia o de luz blanca (LCI: Low Coherence Interferometry), siendo la base de toda la tecnología de OCT, fue descrita por primera vez por Isaac Newton. El concepto de OCT, que se traduce en la utilización de las reflexiones de la luz para el análisis de tejidos biológicos, fue propuesta por Michael Duguay en los laboratorios AT&T Bell Laboratories en 1971. Duguay intentaba capturar fotografías de cómo viajaba un haz de luz gracias a un láser ultrarrápido y un obturador Kerr cuya velocidad era de unos 10 ps en medios como el aire, el agua o la leche. En 1980 se usaba para la caracterización de fibras ópticas y dispositivos de guiado de ondas en comunicaciones ópticas. Pero realmente su primera aplicación biológica fue llevada a cabo por A. F. Fercher en la Medical University of Vienna (Austria) en 1988, para la medida de la longitud axial de un ojo [1].

En cuanto al sistema OCT en sí, nació de una colaboración entre el laboratorio oftalmológico del Doctor Carmen Puliafito y los departamentos de electrónica y óptica del MIT, en los cuales trabajan los Profesores Jim Fujimoto, Eric Swanson y el –en aquella época– estudiante de doctorado David Huang.

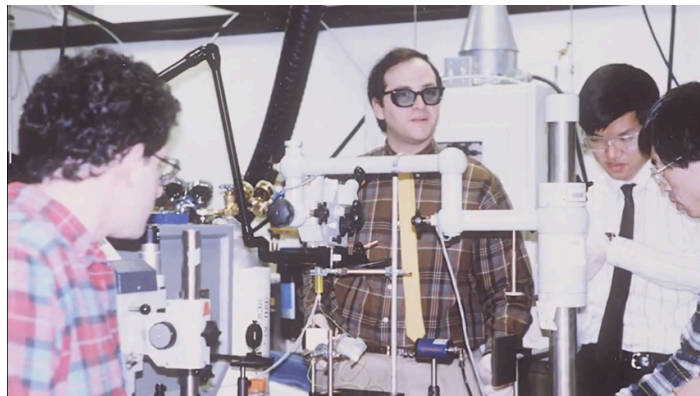


Figura 2.2: Imagen del grupo de trabajo que llevó a cabo el proyecto

Al principio, ambos departamentos trabajaban en el desarrollo de los láseres de femtosegundos para el estudio de las lesiones de la retina y la ablación de la córnea. Sin embargo, éstos albergaban una tecnología muy compleja y económicamente cara, además de tener una sensibilidad insuficiente, por lo que no se obtenían imágenes de resolución adecuada. Esto dio lugar a la creación del sistema OCT, cuando el profesor Fujimoto le encargó a David Huang construir un interferómetro para medir el espesor de una córnea. En el estudio de la interferometría, David Huang pensó que medir el espesor de un tejido –en su caso la córnea– era una de las muchas aplicaciones que podría tener esta tecnología.

A raíz de eso concluyó que una aplicación mucho más interesante sería la de obtener la imagen de la sección transversal de la retina en microestructura en capas.

El fruto de todo el estudio fue la invención de un nuevo sistema de imagen llamado OCT, que fue anunciado en una publicación que se hizo en la revista Science en Noviembre de 1991, y que fue reflejado en el trabajo y el desarrollo que llevó a cabo David Huang en su tesis doctoral en 1993 para el cual la interferometría de baja coherencia fue la base de toda la tecnología. La primera imagen con OCT la obtuvo el mismo año. La figura siguiente muestra dicha imagen de la retina de un ojo obtenida con una resolución axial de $15\ \mu\text{m}$ a $830\ \text{nm}$ de longitud de onda de la fuente, con grises (A) y en falsos colores (B).

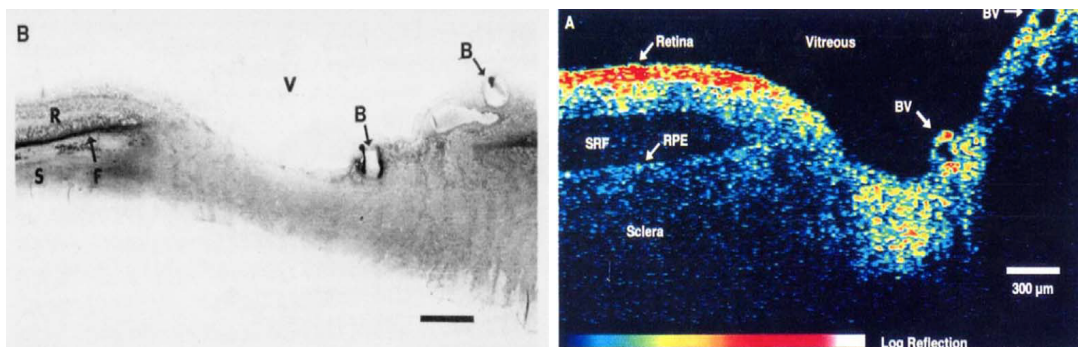


Figura 2.3: Representación de la retina en grises (A) y falsos colores (B).

En resumen, David Huang, y gracias al concepto de la coherencia de la luz y la interferometría, desarrolló un sistema que usa fuentes de luz de baja coherencia con una longitud de onda de $820 - 850\ \text{nm}$ y el interferómetro Michelson.

En 1992, la primera compañía comercial de OCT, llamada Advanced Ophthalmic Devices AOD fue cofundada en el MIT por James Fujimoto, Eric Swanson y Carmen Puliafito. Esta –como el nombre indica– fue especializada en la tecnología y el mercado de la oftalmología.

En 1993, AOD fue adquirida por Humphrey Instruments, ahora conocida como Carl Zeiss Meditec. Como parte de la adquisición, datos de mercado, tecnología y patentes fueron entregados a Zeiss además de varios sistemas y prototipos oftálmicos. Zeiss, mediante buena estrategia de mercado, empleando los mejores y últimos desarrollos en ingeniería y teniendo tal número considerable de patentes clave, se situó como líder de esta tecnología.

1996 fue un año clave, ya que se comercializó y se puso en marcha el primer aparato OCT comercial. Aunque –como cualquier tecnología médica– le costó tiempo adentrarse en el mercado debido a la novedad de dicha tecnología, que tardó también en madurar. Todo esto no impidió a Zeiss insistir e invertir tiempo y dinero en OCT.

A partir de 1997, OCT dejó de ser exclusivamente para la imagen de tejidos en los órganos externos tales como la piel, los ojos, etc. para empezar a analizar los órganos internos gracias a los catéteres ópticos. Aun así, y a pesar de que esta tecnología era muy optimista –sobre todo para el análisis de cánceres y tumores sin necesidad de realizar biopsias en dichos tejidos–, no se desarrolló de la manera adecuada debido a algunas dificultades tales como la geometría de los órganos, la movilidad limitada en el interior del organismo, etc.

En 2008 y mediante un artículo publicado el 11 de septiembre, Zeiss aseguró haber entregado más de 10.000 unidades de aparatos OCT. La gráfica que sigue muestra el crecimiento del mercado de la tecnología oftálmica, y el impacto de OCT en esta.

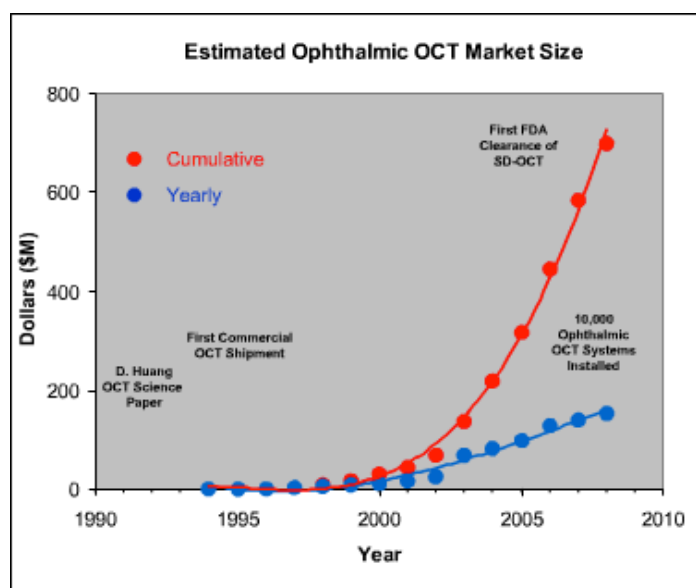


Figura 2.4: Desarrollo del mercado de OCT desde su creación [2]

En la última década, OCT ha sido la tecnología oftálmica para la imagen más utilizada. Un estudio indica que cada año 30 millones de procedimientos de imágenes utilizando OCT son realizados en el mundo [3]. Esto incitó a que se desarrollara no solo para la oftalmología sino para otras especialidades médicas, especialmente la cirugía cardiovascular, la dermatología y la gastroenterología.[2]

2.2. Tipos de OCT

Existen varios tipos de sistemas OCT, de los cuales podemos citar los siguientes:

2.2.1. TD-OCT

Este tipo es el primero en desarrollarse, donde se emplea uno de los interferómetros más conocidos y más simples: el interferómetro Michelson; además de una fuente de luz ancha. La obtención de la imagen tomográfica se consigue mediante un barrido lateral, es decir, sobre la superficie de la muestra; y otro axial, en el cual se obtiene la profundidad. El barrido axial –y por lo tanto, la información de la profundidad– se hace mediante el desplazamiento de un espejo de referencia, el cual se sitúa en uno de los brazos del interferómetro.

Un sistema OCT típico usa una fuente de luz tipo diodo superluminiscente cuya longitud de onda central y ancho FWHM son $\lambda_0 \approx 800 \text{ nm}$ y $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} \approx 50 \text{ nm}$, respectivamente [5][6].

Este tipo se verá con detalle más adelante, ya que es el sistema sobre el cual se volcará nuestro trabajo.

2.2.2. FD-OCT

Desarrollos e investigaciones llevaron a conseguir este tipo de sistema. Estas demostraron que OCT en el dominio Fourier puede aportar grandes mejoras. La particularidad de este sistema reside en el hecho de que las medidas y la detección de la señal de interferencia se hacen en dominio frecuencial y sin movimiento del espejo de referencia, contrariamente a TD-OCT, lo que supone una gran ventaja frente a este. Los ecos de la luz son obtenidos mediante la transformada de Fourier del espectro de interferencia. La información de profundidad puede ser obtenida en función de la frecuencia o de la longitud de onda mediante la Transformada Inversa de Fourier del espectro de luz a la salida del interferómetro. Esto no solo permite mejorar las imágenes obtenidas en 2D sino que permite obtenerlas incluso en 3D [5][6].

OCT en dominio Fourier puede ser llevada a cabo mediante dos métodos: OCT en dominio espectral (Spectral Domain, SD-OCT) o mediante fuente con barrido espectral, (Swept-Source, SS-OCT).

➤ SD-OCT

Permite obtener imágenes con alta velocidad *in vivo* además de imágenes en 3D de los tejidos estudiados. Su funcionamiento se basa en el uso de un espectrómetro para la detección; este crea una descomposición espectral de la intensidad de la interferencia cuya Transformada de Fourier (TF) da información sobre la reflectividad de la luz. Los picos de la TF obtenidos permiten obtener la información de las capas de la muestra. La información obtenida está en frecuencia y mediante una conversión con la TFT obtenemos la variable temporal que da lugar a la información de profundidad [5][6].

El espectrómetro se compone de una red de difracción para separar las señales por frecuencias, una lente y un detector CCD lineal (tipo de detector fotográfico sencillo). La limitación de este frente al detector utilizado en TD-OCT reside en su complejidad y alto coste.

➤ SS-OCT

Si con SD-OCT ya se empezaron a obtener imágenes 3D, con SS-OCT lo que se consiguió fueron imágenes aún más nítidas, lo que aportó una mejora considerable para la detección de enfermedades. En este caso se usa como fuente de luz un láser con barrido en frecuencia, que trabaja con longitud de onda variable para recorrer todas las longitudes de onda o frecuencias deseadas, y un fotodiodo para la detección de la señal y para medir el espectro de interferencia. Esta tecnología tiene la ventaja de trabajar y proporcionarnos imágenes de tejidos de alto *scattering* en altas longitudes de onda (1000 - 1300 nm) por lo que se obtienen profundidades de penetración más altas [6].

2.2.3. OCT cuántico (Quantum OCT)

Este tipo ha sido posible gracias al descubrimiento de las propiedades cuánticas de la luz, lo que se conoce como óptica cuántica. Esta fue el resultado del desarrollo de la teoría cuántica de radiación. Esta técnica, a diferencia de TD-OCT y FD-OCT –que usan la interferencia de baja coherencia o interferencia de luz blanca–, hace uso de la interferencia Hong-Ou-Mandel que utiliza pares de fotones enredados en frecuencia. Con este método se cancelan todas las dispersiones y además no requiere del conocimiento previo de las propiedades y características de la muestra. La ventaja de la interferometría HOM es que no se ve afectada por la fase, además de aportar

mejores resoluciones que la interferometría de baja coherencia con el mismo ancho espectral. Sin embargo, el gran inconveniente que ha hecho que no se utilizara, reside en el hecho de utilizar pares de fotones enredados, que aumentan el coste en términos de velocidad y de precio [6].

2.2.4. OCT de campo amplio (Full Field OCT)

Este método es un desarrollo de TD-OCT, por lo que sigue el mismo principio en cuanto a resolución axial y profundidad. Este tipo utiliza una cámara CDD antes del detector, la cual permite la captura de las imágenes transversales (x, y), por lo que no se hace un barrido lateral. Fuentes de luz halógeno termal o fuentes de tungsteno y halógeno son utilizadas [6].

2.2.5. OCT de sensibilidad de polarización

Las técnicas TD-OCT y FD-OCT no tienen en cuenta la birrefringencia, ignorando con ello el estado de polarización de las ondas electromagnéticas. La birrefringencia describe el cambio en el estado de la polarización de la luz causado por el cambio del índice de refracción en dos plano ortogonales. Esto se consigue utilizando un sistema temporal o frecuencial, poniendo un polarizador lineal después de la fuente y un acoplador polarizador con un detector adicional a la salida de dicho acoplador. La ventaja de este método es la obtención de un contraste extra para la visualización y la detección de cualquier anomalía [6].

2.2.6. OCT Doppler

Esta técnica combina OCT convencional con un velocímetro Láser Doppler. Su particularidad reside en el hecho de obtener imágenes del flujo sanguíneo en tejidos de alta dispersión, como el subcutáneo. Se basa en el efecto Doppler, que describe el cambio de frecuencia de las ondas reflejadas en objetos en movimiento. Dicho cambio nos proporciona la velocidad del objeto en movimiento. Modificaciones en los ángulos de inclinación de los brazos del interferómetro respecto a la dirección del flujo sanguíneo son necesarios para conseguir este sistema, ya que la inexistencia de tal inclinación imposibilitaría la observación del flujo sanguíneo [6].

2.3. Descripción del sistema

Nuestro trabajo versará únicamente sobre TD-OCT. Una manera sencilla de explicarlo sería:

“Un rayo de luz procedente de una fuente de baja coherencia incide sobre un tejido de cuya estructura interna se quiere obtener la imagen. Las reflexiones de la luz causadas por las micro-capas del tejido en cuestión y por un espejo de referencia se combinan en el interferómetro y se detectan por un fotodiodo, donde se obtiene un interferograma. A partir de este se pueden identificar los picos de las intensidad. Mediante un ordenador se reconstruye la imagen de la micro-estructura”.

Sin embargo, en la realidad la definición técnica es mucho más compleja y requiere indicar y especificar con detalle el sistema.

2.3.1. Esquema interferométrico

Un sistema OCT se compone de una fuente de luz con alta anchura espectral que incide sobre un interferómetro tipo Michelson, un detector, generalmente un fotodiodo, y un sistema informático para el tratamiento de la señal y la reconstrucción de la imagen.

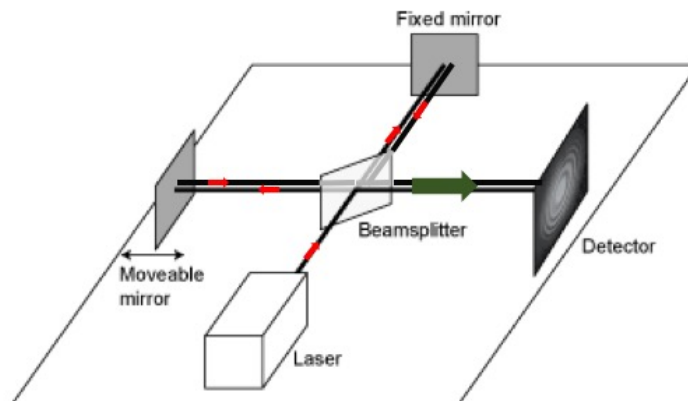


Figura 2.5: Configuración Interferómetro Michelson [14].

Para este tipo de interferómetros (Michelson), la luz incide sobre un acoplador 50/50 que divide el frente de onda en partes iguales. Una parte es transmitida en uno de los brazos del interferómetro hacia un espejo móvil llamado de referencia, cuya posición cambia en un intervalo determinado por los valores del rango de profundidad a la que se quiere llegar, para al final obtener la información de profundidad y por lo tanto información de la imagen a reconstruir. En el otro brazo, la otra parte de la onda

luminosa va directamente a la muestra a analizar (tejido biológico), donde la luz es reflejada por las diferentes capas de dicha muestra. Por último, la luz que se refleja del brazo de referencia (espejo) y de la muestra, se recombina en el mismo interferómetro para luego recibirse en el detector. El medio de propagación de la luz es la fibra óptica.

Cabe indicar que sólo puede haber interferencia cuando coinciden las longitudes de las trayectoria ópticas del brazo de referencia y del de la muestra con la longitud de coherencia de la luz.

2.3.2. Análisis teórico y matemático

Podemos caracterizar el campo eléctrico a la entrada del interferómetro mediante su dependencia de la amplitud del espectro de la fuente $s(\omega)$, de la frecuencia ω , del tiempo t , y de la fase; sin embargo, al ser la fase inicial arbitraria, esta se ignora, por lo que el campo eléctrico viene dado por la expresión:

$$E_{in} = s(\omega) e^{-i\omega t} \quad (1)$$

Además del campo eléctrico incidente a la entrada del interferómetro, vamos a representar el campo eléctrico en los brazos del interferómetro de la siguiente manera:

$$E_r = \sqrt{T_r T_s} E_{in}(\omega, t) e^{-i\phi(\Delta z)} \quad (2)$$

E_r representa el campo eléctrico en el brazo de referencia donde:

- T_s, T_r : Coeficiente de transmisión del acoplador en el brazo de la muestra y de referencia respectivamente
- $\phi(\Delta z)$: Es la fase acumulada por el movimiento del espejo de referencia y que depende de la

distancia geométrica $\Delta z = \frac{\Delta t c}{n_{aire}}$, con Δt el retardo de viaje de la luz.

$$\phi(\Delta z) = \frac{2 \omega n_{aire} \Delta z}{c} \quad (3)$$

Cabe indicar que el factor 2 es debido a la configuración del interferómetro, ya que el cambio de la trayectoria de la luz es el doble de la distancia recorrida por el espejo.

$$E_s = \sqrt{T_r T_s} E_{in}(\omega, t) H(\omega) \quad (4)$$

E_s representa el campo eléctrico en el brazo de la muestra donde:

- $H(\omega)$: función de la respuesta de la muestra en frecuencia

$H(\omega)$ define la estructura interna de la muestra, ya que se caracteriza por el índice de reflexión generado por las diferentes microcapas de la muestra y el índice de refracción de grupo que depende de la frecuencia y la variación de la profundidad (en caso de *multiple-scattering*).

$$H(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} r(\omega, z) e^{\frac{i 2 n(\omega, z) z}{c}} dz \quad (5)$$

Y por ultimo E_{out} , que representa el campo eléctrico a la salida interferómetro justo antes del detector.

$$E_{out} = E_r + E_s \quad (6)$$

En cuanto a la señal, se analiza la intensidad, ya que los detectores ópticos utilizados utilizan detección directa y se calcula el promedio detectada. Se puede relacionar la intensidad con el promedio del campo eléctrico en el tiempo mediante:

$$I(\omega, \Delta z) = \langle E_{out}(\omega, t, \Delta z) E_{out}^*(\omega, t, \Delta z) \rangle \quad (7)$$

Desarrollando (7) obtenemos:

$$I(\omega, \Delta z) = \underbrace{\langle E_s E_s^* \rangle}_1 + \underbrace{\langle E_r E_r^* \rangle}_2 + \underbrace{2Re\{\langle E_s E_r^* \rangle\}}_3 \quad (8)$$

Los términos 1 y 2 representan las *autointerferencias* generadas por la muestra y el espejo de referencia, respectivamente. Sin embargo, el término 3 representa la parte real de la interferencia cruzada entre la muestra y la referencia [6].

Antes de hacer el desarrollo, hay que indicar que se sustituirá la amplitud del espectro de la fuente por su correspondiente en intensidad, lo cual viene dado por $S(\omega) = |s(\omega)|^2$.

Sustituyendo las fórmulas (1), (2) y (4) obtenemos la expresión de la intensidad:

$$I(\omega, \Delta z) = \underbrace{T_r T_s S(\omega) |H(\omega)|^2}_1 + \underbrace{T_r T_s S(\omega)}_2 + \underbrace{2 T_r T_s Re\{S(\omega) H(\omega) e^{-i\phi(\Delta z)}\}}_3 \quad (9)$$

Siguiendo lo que se ha citado anteriormente con respecto a los términos 1 y 2, lo que nos da información de interferencia y que nos proporciona un interferograma adecuado es el término 3 [6].

A partir de la señal de interferencias, podemos extraer la envolvente para la determinación de los cambios bruscos que supone el índice de refracción en la muestra. Esta se obtiene del interferograma mediante:

$$ENV = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{(I_{rs}(t))^2 + (HT\{I_{rs}(t)\})^2} \quad (10)$$

donde HT representa la transformada de Hilbert.

Gracias a la baja coherencia de la luz de la fuente, la interferencia solo se produce cuando las longitudes de las trayectorias ópticas de los dos brazos coinciden, y para entenderlo mejor, la figura siguiente hace una comparativa entre la señal de interferencia en el caso de la alta y la baja coherencia:

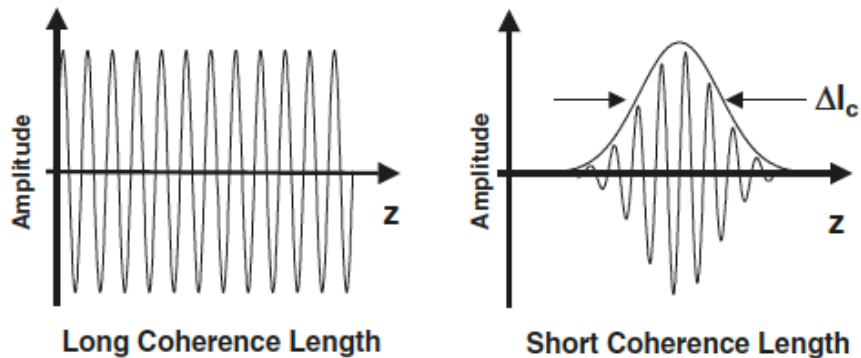


Figura 2.6: Gran longitud de coherencia vs. Baja longitud coherencia y su interferograma

Las posiciones de los máximos de la envolvente indican la posición axial de las diferentes estructuras del medio estudiado. Las intensidades o amplitudes de estos máximos indican sus coeficientes de reflexión, lo que nos da la información de qué capa del tejido se trata, y el ancho FWHM de estas envolvente representa la resolución axial tal y como se muestra en la figura siguiente:

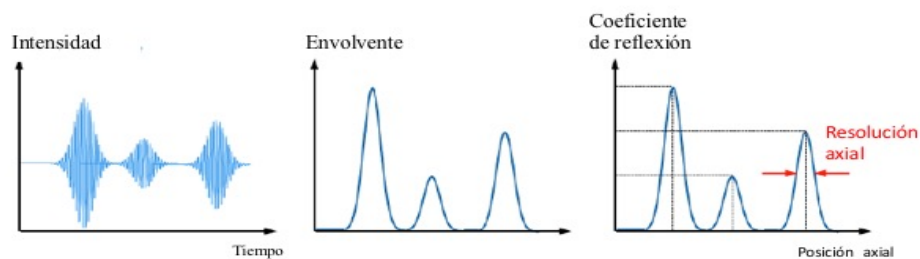


Figura 2.7: Extracción de la señal de interferencia y la relación entre la resolución axial y coeficiente de reflexión

Para acceder a la información de la estructura de la muestra en profundidad (A-scan) –con la distancia a la que se ha movido el espejo de referencia– un retardo –que se calcula mediante la velocidad de la luz y el desplazamiento de este– es generado y nos indica dicha profundidad a la hora de la adquisición de los datos en el detector.

Para entender bien cómo se obtienen las imágenes en OCT, es importante explicar cómo funcionan la captura y el análisis de la muestra. Para extraer la información 2D o 3D del medio en cuestión se aplican diferentes tipos de barrido:

- Barrido con el espejo de referencia, con el cual se obtiene la profundidad en dirección axial en una dimensión: A-Scan
- Un mecanismo de escaneo lateral (X-Y) mediante un barrido del haz de luz sobre la superficie de la muestra, o un desplazamiento de dicha muestra, permite obtener varios A-scan que se adquieren y se procesan en el ordenador después del detector para dar lugar a una imagen bidimensional “2D” de la sección transversal de la muestra, lo que se denomina B-Scan, que es la manera con la que se consiguen imágenes en TD-OCT.

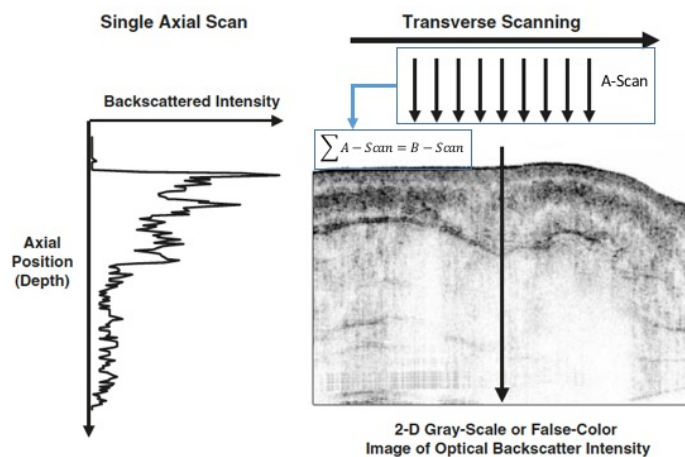


Figura 2.8: Tipo de barrido y escaneos para la obtención de la imágenes en 2D.

- Existen alternativas de escaneo lateral bidimensional donde se hacen varios escaneos A-scan en el mismo lugar pero en tiempos distintos; éstos se llaman M-scan.

- Varios cortes en profundidad (B-scan) y cortes transversales (escaneos bidimensionales X-Y T-Scan) nos permiten obtener imágenes en 3D.

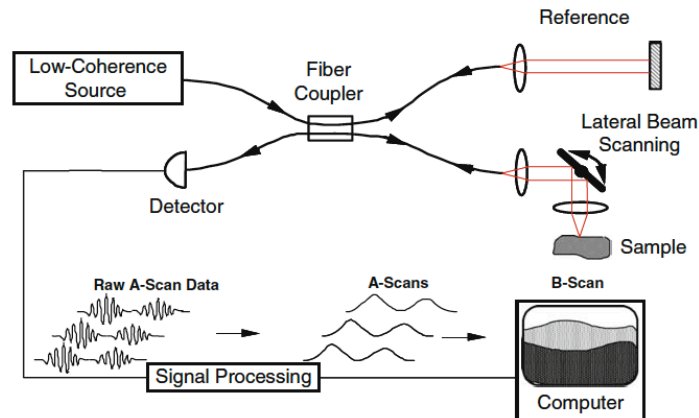


Figura 2.9: Esquema general del escaneo de la muestra y la manera de obtener la imagen 2D

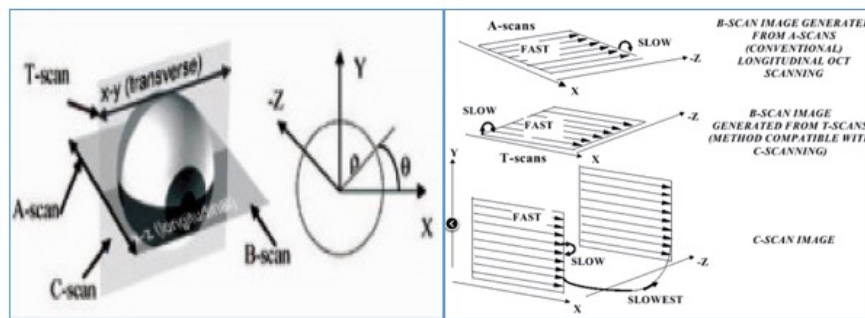


Figura 2.10: Explicación de los X-scan

2.3.3. Parámetros característicos de un sistema OCT

Los parámetros más importantes que caracterizan un sistema OCT son: la resolución de la imagen, la sensibilidad y la profundidad de penetración en la muestra.

A diferencia de la microscopía convencional, en OCT la resolución axial (en profundidad) y la resolución transversal (lateral) son independientes:

➤ Resolución Axial

La resolución axial es un parámetro muy importante en un sistema OCT, ya que cuanto mejor es la resolución axial, mejor se detectan las fluctuaciones en las células y las posibles anomalías en el tejido. Antes de explicar cómo se obtiene la resolución, hay que indicar que esta está relacionada con la longitud de coherencia

de la fuente (l_c), que se define como la anchura a mitad de máximo de la función de coherencia de la fuente –que es la Transformada de Fourier Inversa del espectro de la fuente– multiplicada por la velocidad de la luz. Además de la longitud de coherencia, la fuente se caracteriza por el tiempo de coherencia, que viene dado por:

$$t_c = \frac{4 \ln(2)}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda_{FWHM} \cdot c} \quad (11)$$

donde:

- λ : Longitud de onda central de la fuente de luz
- $\Delta\lambda_{FWHM}$: Anchura espectral a media altura

La relación entre la longitud de coherencia de la fuente y la resolución axial reside en el hecho que la resolución axial en el vacío puede escribirse como l_c . A su vez esta es el resultado de multiplicar el tiempo de coherencia por la velocidad de la luz en el vacío $l_c = c t_c$.

$$l_c = \frac{4 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad (12)$$

Esto nos conduce a que, en general, la resolución axial es la mitad de la longitud de coherencia l_c .

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad (13)$$

Primero es importante no confundir entre la distancia geométrica del desplazamiento del espejo mostrada en las fórmulas (2) y (3) y la resolución axial.

Como se ve en la fórmula anterior, cuanto más grande es la anchura espectral $\Delta\lambda_{FWHM}$, más pequeño es Δz , por lo que mejor es la resolución axial. Por su parte, y visto que la longitud de onda central está elevada al cuadrado, trabajar con valores elevados de esta significa obtener resolución axial baja, lo que implica que la fuente deba tener una anchura espectral mucho más grande para compensar.

Hay que destacar un detalle muy importante que consiste en el hecho de que sólo puede haber interferencias si la diferencia de caminos entre la señales recibidas de los brazos, de referencia y de la muestra sea menor que la longitud de coherencia.

Podemos tomar como ejemplo una fuente de luz típica de tipo SLD, con longitud de onda central de $\lambda = 820 \text{ nm}$ y un ancho FWHM de 20 nm , por lo que obtenemos una resolución axial teórica de $15 \mu\text{m}$.

En resumen, para obtener una resolución aceptable, hay que tener en cuenta los parámetros indicados a la hora de elegir una fuente óptica adecuada, ya que es un componente muy importante en nuestro sistema.

➤ Resolución Transversal

A priori, podemos decir que la resolución transversal depende, como en la microscopía tradicional, del tamaño del punto de enfoque del haz óptico sabiendo que el haz de luz es un haz óptico Gaussiano.

$$\Delta x \approx \frac{4\lambda}{\pi} \cdot \frac{f}{d} \quad (14)$$

donde:

- λ : Longitud de onda central de la fuente de luz
- f : Distancia focal
- d : Diámetro del haz
- El tamaño del punto de enfoque del haz óptico viene dado por: $\frac{1}{e^2}$ que es el diámetro de un haz gaussiano.

Pero podemos verlo también desde el punto de vista de la dependencia de la apertura numérica AN. La apertura numérica AN de un objetivo caracteriza la apertura del cono de luz. En un medio donde el índice de refracción es n , y α el ángulo medio del dicho cono de luz, tenemos:

$$AN = n \sin \alpha \quad (15)$$

Tal y como se muestra en la figura siguiente:

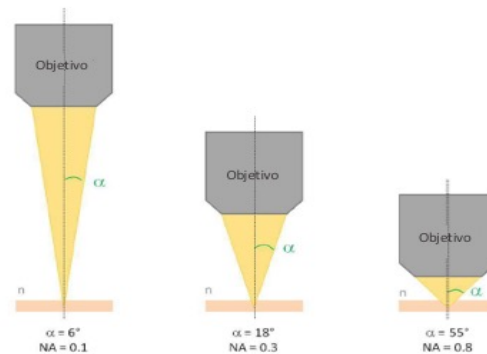


Figura 2.11: Definición de la apertura numérica AN

Para una longitud de onda λ dada, la resolución transversal Δx viene dada por el criterio de Rayleigh [4]:

$$\Delta x = 0,61 \cdot \frac{\lambda}{AN} \quad (16)$$

Observando la expresión, podríamos ver que para obtener una gran resolución transversal (menor Δx), hace falta mayor apertura numérica AN.

Cabe aclarar que la resolución transversal se define por Δx , que representa lo ancho o estrecho que es la parte de la muestra iluminada por el haz de luz. La relación es inversa. Cuanto mayor es AN, menor es Δx y por lo tanto, mayor es la resolución transversal, como es de esperar. Se puede explicar con la figura siguiente [14]:

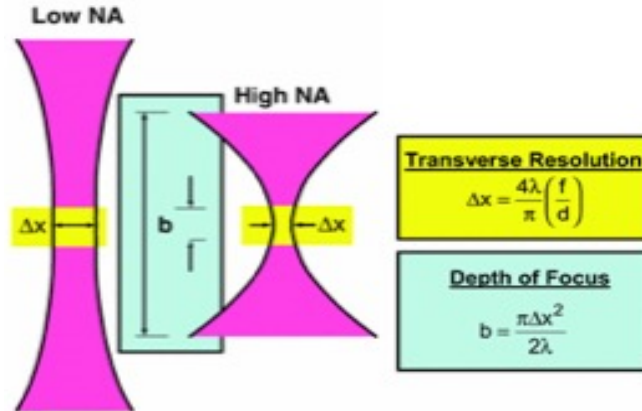


Figura 2.12: Relación entre la resolución axial, Δx y AN [15].

Cuando nos alejamos del plano focal, la resolución se degrada. Pero intentando aumentar la resolución transversal, reducimos la profundidad de campo. Esta es la distancia del plano focal en la cual la resolución transversal respeta el criterio de Rayleigh, y viene dada por:

$$\begin{aligned}
 L_z = b = 2z_R &= \frac{\pi\Delta x^2}{2\lambda} = \{(14)\} \\
 &= \frac{\pi}{2\lambda} \cdot \frac{16\lambda^2}{\pi^2} \cdot \left(\frac{f}{d}\right)^2 \\
 &= \left\{AN \propto \frac{d}{f}\right\} = \frac{8}{\pi} \cdot \frac{\lambda}{AN^2} \quad (17)
 \end{aligned}$$

La apertura numérica debe ser lo suficientemente baja para que la profundidad de campo sea lo suficientemente grande para cubrir toda la profundidad requerida para los A-scan.

Podemos ver la relación Apertura numérica – Profundidad de campo en la figura siguiente:

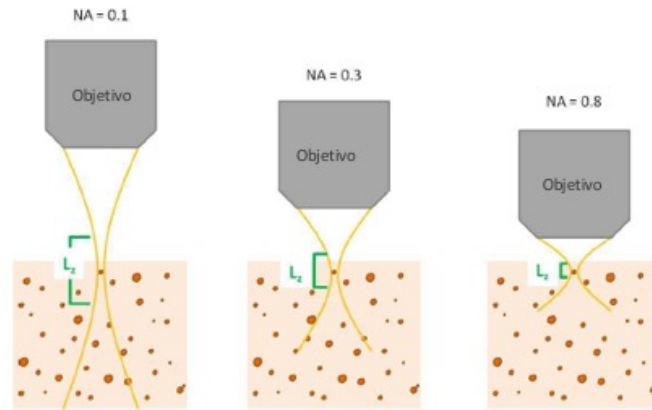


Figura 2.13: Haces de diferentes AN y su relación con la profundidad de campo L_z

➤ Profundidad de penetración

Los medios biológicos son medios heterogéneos constituidos por estructuras de diferentes tamaños, formas y composiciones. Estas estructuras afectan a la luz que se propaga dentro del medio mediante los fenómenos de absorción y dispersión. Por tanto, es muy difícil que la luz llegue a penetrar en una estructura una vez superada una anchura o espesor determinado del tejido estudiado. Dicho espesor determina la profundidad de penetración de la luz dentro de la muestra. La profundidad de la imagen en OCT es menor que la profundidad de penetración de la luz en sí, ya que una vez la luz atraviesa la muestra, a cierta profundidad los fotones se dispersan, por lo que no pertenecerán a la señal útil de OCT.

La profundidad de la imagen depende igualmente de la potencia de la fuente de luz, ya que cuanto mayor es esta, mayor es la intensidad de la onda reflejada por el medio biológico. Sin embargo, no se puede aumentar indefinidamente la intensidad de la luz incidente para aumentar la penetración, ya que los tejidos superficiales pueden ser dañados por causa de intensidades demasiado elevadas. Pues, tanto las propiedades de la luz incidente como el tipo y la composición del medio biológico son factores muy importantes de los cuales depende la profundidad de penetración de la imagen.

Además, depende de la longitud de onda, que a su vez está relacionada de una parte con el fenómeno de absorción que permite obtener mejor penetración alrededor del infrarrojo cercano –que es el caso de los tejidos biológicos transparentes como el ojo– y de otra parte con la dispersión que favorece la penetración de grandes longitudes de onda.

La elección de la fuente de luz con longitud de onda adecuada para el medio a analizar es muy importante a la hora de diseñar el sistema.

➤ Sensibilidad de detección

La interferencia entre la señal que proviene del brazo de muestra y del de referencia da lugar a la señal efectiva de la corriente fotoeléctrica en el detector, que a su vez depende de la potencia de la señal reflejada por el espejo de referencia y por la muestra [5]:

$$i_{ph} = \frac{\eta q_e}{h\nu} \cdot \sqrt{2P_S P_R} ; \quad \alpha = \frac{\eta q_e}{h\nu} \quad (18)$$

donde:

- P_S y P_R : Potencia Óptica en la muestra y en el brazo de referencia respectivamente.
- α : Responsividad del fotodetector
- η : eficiencia cuántica del detector

Podemos definir la SNR de potencia como a partir de i_{ph} como la relación entre el cuadrado de la fotocorriente y el cuadrado de la potencia de ruido [6]:

$$SNR = \frac{i_{ph}^2}{i_n^2} \stackrel{dB}{\Rightarrow} SNR_{dB} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{i_{ph}^2}{i_n^2} \right) \quad (19)$$

En los sistemas de OCT –en los sistemas ópticos en general– existen 3 tipos de ruido: ruido térmico, ruido RIN y ruido Shot.

- El ruido térmico σ_{therm}^2 está relacionado con las especificaciones del detector. Al ser este un circuito electrónico, sus componentes resistivos generan dicho ruido. Se produce por el movimiento aleatorio de las cargas produciendo gradientes de potencial que dan lugar a corrientes $\left(\overline{(\Delta i_j)^2} \right)$ de carácter ruidoso. A estas corrientes se las denomina ruido térmico o Johnson. Este depende de la resistencia efectiva R_{eff} generada por la corriente fotoeléctrica, de la temperatura absoluta T en grados kelvin, de la constante de boltzman k y del ancho de banda de detección Δf o B [6].

$$\sigma_{therm}^2 = \overline{(\Delta i_j)^2} = \frac{4 k T B}{R_{eff}} \quad (20)$$

- El ruido Shot σ_{shot}^2 es el ruido de cuantificación referido a la fotocorriente. Está relacionado con el número de fotones emitidos por la fuente durante un intervalo de tiempo T . Sigue una distribución de Poisson y depende de la fotocorriente en el detector i_{ph} (la componente continua de la fotocorriente del detector), de la carga del electrón q_e y del ancho de banda de detección B [6].

$$\sigma_{shot}^2 = 2 q_e i_{ph} B \quad (21)$$

- El ruido RIN σ_{RIN}^2 se describe como la potencia de ruido normalizada al nivel de potencia medio. Nos da informaciones de las fluctuaciones que sufre el nivel de potencia emitido por la fuente dentro del ancho de banda de emisión [17]. Igualmente como el ruido Shot, el ruido RIN depende de la fotocorriente en el detector i_{ph} , además de su dependencia del ancho de banda eléctrico B , del grado de polarización de la fuente Π y del ancho de línea óptico efectivo de la fuente, que a su vez depende del ancho espectral de potencia a mitad de máximo FWHM [5].

$$\sigma_{RIN}^2 = (1 + \Pi^2) \frac{i_{ph}^2 B}{\Delta\nu_{eff}} \quad (22)$$

Considerando todos los ruidos anteriormente citados, obtenemos una relación señal a ruido SNR como el cociente de las potencias en los brazos de referencia y de la muestra y la potencia de ruido [5]:

$$SNR = \frac{2 \alpha^2 P_S P_R}{\underbrace{\frac{4 k T B}{R_{eff}}}_{\sigma_{therm}^2} + \underbrace{2 q_e i_{ph} B}_{\sigma_{shot}^2} + \underbrace{(1 + \Pi^2) \frac{i_{ph}^2 B}{\Delta\nu_{eff}}}_{\sigma_{RIN}^2}} \quad (23)$$

Asumiendo la fotocorriente en el detector de la cual depende el ruido Shot y RIN es determinada únicamente por el haz de referencia, y para una lámina separadora ideal y simétrica del interferómetro, la potencia en el brazo de referencia es igual a la mitad de la potencia de salida de la fuente (ver esquema interferómetro) [5][6].

De esto resulta:

$$SNR = \frac{2 \alpha^2 P_S P_R}{\frac{4 k T B}{R_{eff}} + \left\{ (2 q_e B) + \left((1 + \Pi^2) \cdot \frac{B \alpha \sqrt{2P_S P_R}}{\Delta\nu_{eff}} \right) \right\} \alpha \sqrt{2P_S P_R}} \quad (24)$$

En este caso conseguiríamos minimizar, o en un caso óptimo, eliminar el ruido térmico aumentando la potencia de salida de la fuente. Nos quedaría el ruido Shot y

el RIN. Usando un esquema de detección balanceado, se elimina el RIN quedando sólo el ruido Shot [5].

$$SNR = \frac{(\alpha \sqrt{2P_S P_R})^2}{\underbrace{2 q_e B \alpha \sqrt{2P_S P_R}}_{\sigma_{shot}^2}} = \frac{\alpha \sqrt{2P_S P_R}}{2 q_e B} \quad (25)$$

En un interferómetro Michelson ideal, el hecho de tener una lámina separadora ideal y simétrica nos permite obtener las potencias en los brazos de referencia y de la muestra respectivamente como: $P_R = \frac{P_{source} R_R}{4}$, $P_S = \frac{P_{source} R_S}{4}$. Donde R_R y R_S son las reflectividades de los brazos de referencia y de la muestra respectivamente [5].

2.3.4. Fuente de luz y sus propiedades

Para el sistema OCT, la fuente es la base del funcionamiento, la coherencia de esta es el factor más importante para la obtención de la penetración y la resolución adecuadas.

Pero no solo la coherencia es importante a la hora de elegir una fuente adecuada. Hay criterios que son igualmente decisivos. Por ejemplo, para obtener mejor resolución conviene emplear una fuente con ancho de banda elevado. Pues la longitud de onda de la fuente, el ancho de banda, y la forma de espectro de la fuente son características clave para una fuente.

➤ Parámetros característicos

Hay dos parámetros fundamentales que caracterizan la fuente y que son clave para la determinación de la resolución, estas dos son la longitud de onda y la anchura espectral.

○ Longitud de onda

La longitud de onda de la fuente es un parámetro que afecta directamente, tanto a la resolución axial como a la profundidad de penetración a la que puede llegar nuestro.

A ciertas longitudes de onda el tejido o absorbe la luz o la disipa. Por ejemplo para los tejidos superficiales y para un rango de longitudes de onda de entre 600 – 1300 nm, el coeficiente de absorción es del orden de $\mu_a \sim 0,1 - 1 \text{ mm}^{-1}$, sin embargo el

coeficiente de reflexión es del orden de $\mu_s \sim 10 - 100 \text{ mm}^{-1}$. Esto confirma el hecho de que en el infrarrojo cercano, la baja absorción favorece la penetración, mientras que la dispersión favorece la penetración en las longitudes de onda grandes lo que lleva a lo que se conoce como la “Ventana Terapéutica” cuyas longitudes de onda son comprendidas entre 600 y 1300 nm [4].

Como se sabe de la biología, el agua es el principal componente de los medios biológicos por lo que es el responsable del fenómeno de absorción de la luz. En la figura que sigue podemos ver la curva de absorción de la luz por el agua. Donde la absorción llega a su mínimo alrededor de una longitud de onda de 500 nm.

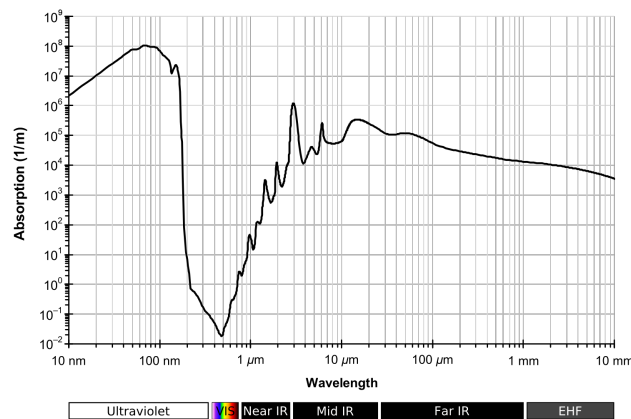


Figura 2.14: Gráfica de la absorción de la luz en el agua en función de la longitud de onda.

Los tejidos biológicos son materiales no homogéneos, mayoritariamente compuestos por agua, además de melanina, proteínas... etc. La absorción en la melanina y algunas proteínas decrece con el aumento de la longitud de onda sobre la Ventana terapéutica. La figura siguiente representa la absorción en las moléculas de diferentes componentes de los tejidos:

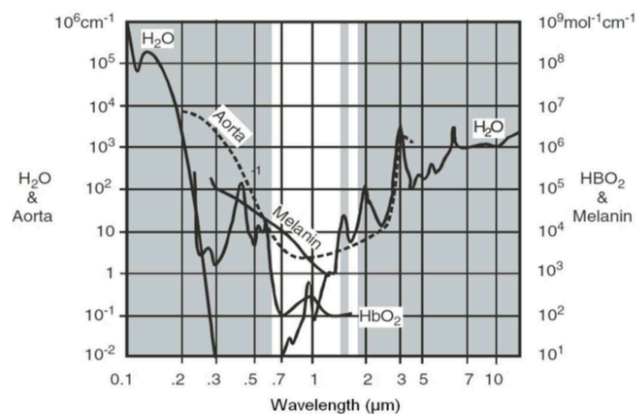


Figura 2.15: Absorción en los componentes típicos de los tejidos.

H_2O : Agua, HbO_2 : Oxihemoglobina y la melanina

En cuanto a las longitudes de onda del azul y del ultravioleta, estas se limitan a las capas superficiales de los tejidos. Además, la exposición prolongada a una radiación ultravioleta puede presentar un riesgo sobre la salud, ya que puede ser causa de cáncer de la piel, o lesión del ojo humano e incluso quemaduras. Especialmente las radiaciones ultravioletas de tipo B UV-B, cuyo espectro va de 290 nm a 320 nm, que provocan daños en los tejidos y en el ADN. Su efecto sobre los ojos es nefasto, ya que puede provocar enfermedades oculares tal que la Foto queratitis, cataratas corticales y Eritema [7] [8] [9].

En nuestro caso, trabajaremos principalmente con longitudes de onda de alrededor de 800nm. Esto según la fuente que vayamos a utilizar. Sin embargo, usaremos también longitudes de 890, 1300 y 1550 nm. Es importante indicar que elegiremos la fuente y por lo tanto la longitud de onda en función de la muestra a analizar y las características que se requiere alcanzar.

o Ancho de banda

De acuerdo con la relación obtenido en la fórmula (13), para conseguir alta resolución axial, se requiere tener fuentes ópticas con anchura espectral FWHM elevada. Además, el espectro de la fuente debe tender a una forma gaussiana para evitar fluctuaciones en el interferograma que causaría ecos en la señal tomográfica. Esto puede ser explicado mediante una comparación entre varias fuentes de luz de diferentes anchos espectrales y que se puede ver reflejado en la figura siguiente:

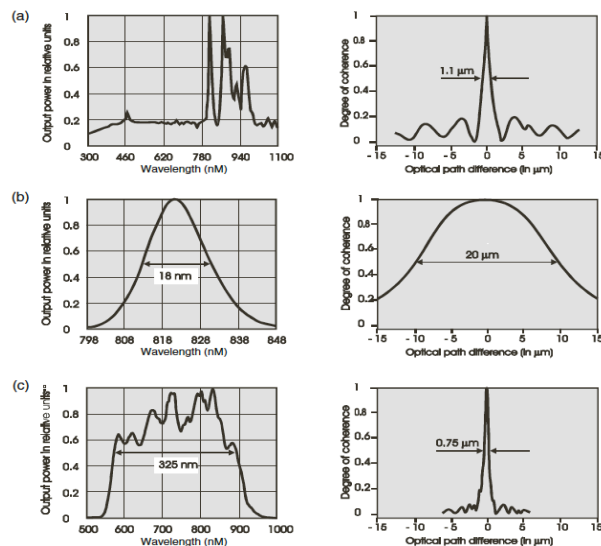


Figura 2.16 : Comparación entre una fuente ancha (a) y otra estrecha (b) [4].

A la izquierda está representado el espectro de salida de la fuente y a la derecha la función de la profundidad de propagación del sistema OCT.

La parte (a) de la figura representa una fuente de luz de anchura espectral estrecha con anchura de la TF de $1,1 \mu\text{m}$. El hecho de que sea estrecha y muy diferente de la forma Gaussiana, hace que tenga picos que afectaran a la imagen tomográfica obtenida.

Sin embargo en la parte (b), podemos observar que la forma casi Gaussiana del espectro de emisión de la fuente correspondiente hace que los picos y fluctuaciones desaparezcan de la función de profundidad de propagación por lo que se obtiene una función de coherencia de forma ideal.

Y por último, (c) representa una fuente ancha, pero a pesar de esto, y debido a la forma totalmente distinta a la Gaussiana, se obtiene una función de profundidad bastante estrecha con fluctuaciones por consiguiente una función de coherencia lejos de la ideal.

➤ Tipos de fuentes ópticas

Según las exigencias y las características de las muestras a analizar, elegiremos una fuente u otra. Aquí se citan algunas fuentes típicas utilizadas y que son adecuadas para un sistema OCT que nos ofrece resultados adecuados.

○ Diodos Superluminiscentes (SLD)

Es la fuente de luz más utilizada en los aparatos OCT hoy en día, de hecho es la ideal para los sistemas OCT gracias a su estructura compacta, su robustez, su facilidad de utilización, al bajo coste de fabricación y a sus características con las que se obtienen imágenes tomográficas de buena resolución, tal que el ancho de banda FWHM, que va de 30 a 100 nm por lo tanto su baja longitud de coherencia por lo que se obtienen resoluciones axiales de entre 10 y 15 μm .

El SLD es un dispositivo que combina la potencia de emisión de un Diodo Laser y el espectro óptico y la baja coherencia de la luz de un LED. El mecanismo de funcionamiento en cuanto a la emisión es el mismo que el Laser Diodo Semiconductor, que es la emisión espontánea. Al igual que los diodos laser de emisión de borde, presenta una unión p-n y una guía onda óptica, con la diferencia de que los SLD no tienen resonadores, por lo que no se forma ninguna onda estacionaria lo que lleva a emisión espontánea amplificada ASE, por lo que se obtiene

una baja coherencia temporal. Además, los SLD tienen recubrimiento antirreflectante en las facetas del diodo lo que reduce la realimentación. Cabe indicar que los SLD trabajan en las longitudes de onda alrededor de 800 nm, y 1300 nm con una potencia de emisión que varía entre pocos y decenas de milivatios.

El principal inconveniente de las fuentes SLD es que trabajan con potencias muy baja lo que da lugar a velocidades de adquisición bajas. Sin embargo una de sus ventajas es su buen acoplamiento a las fibras utilizadas en nuestro sistema.

Desde que se desarrolló el sistema OCT y hasta hoy pasando por su comercialización y su puesta en marcha, las fuentes SLD han sido las fuentes utilizadas por defecto gracias a sus características anteriormente citadas. Pero con el paso del tiempo y mientras aparecen nuevas tecnologías, a estas se les exige cada día más. OCT no iba a ser la excepción. Mientras se obtenían imágenes que permitían visualizar los tejidos a cierta resolución, pudiendo ver imágenes en capas donde las anomalías se observan por fluctuaciones en el interferograma y por lo tanto en la imagen final, se han ido desarrollando dispositivos, especialmente fuentes, para obtener imágenes más nítidas e incluso llegar a tener imágenes sub celulares, lo que denominan Ultrahigh Resolution. No todas han sido instaladas en aparatos OCT comercializados, lo que podría ser debido al coste alto, dimensiones o los materiales de estas. Aquí citamos algunas fuentes que demostraron conseguir resoluciones ultra altas.

Una alternativa, es la de utilizar dos diodos superluminiscentes independientes, uno operando a 840 nm y el otro a 920 nm, las salidas ópticas de ambos son multiplexadas mediante un acoplador para obtener un ancho de banda de salida de entre 109 y 155 nm centrado en 890 nm y una potencia superior a 4 mW. Con ello obtenemos una resolución axial de entre 2,3 μm y 3,2 μm , dependiendo del tejido que estamos analizando y su *scattering*, lo que se corresponde con el valor teórico

obtenido aplicando la fórmula (13): $\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda_{FWHM}} = 2,255 \mu\text{m} - 3,21 \mu\text{m}$. [10]

Podemos apreciar los anchos de banda tanto de los SLD individuales (a) como multiplexados a la salida del acoplador (b) en la figura siguiente:

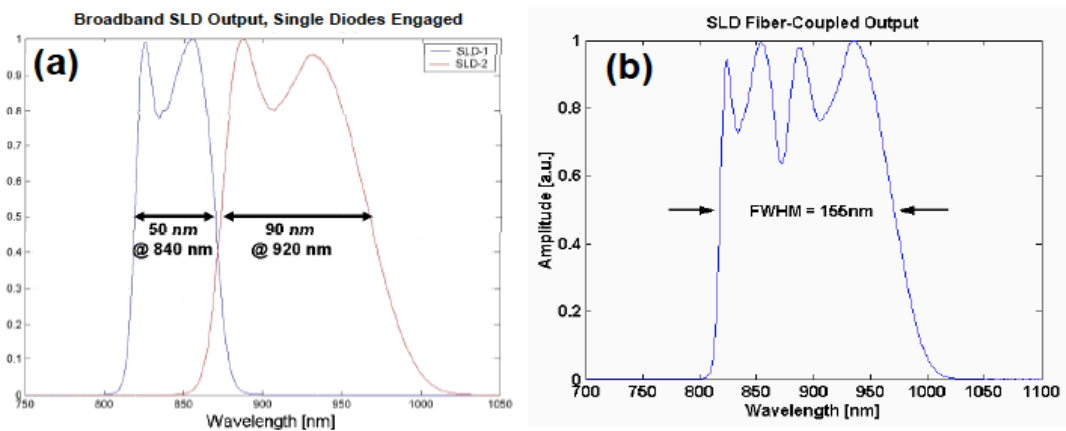


Figura 2.17 : (a) Anchura espectral de salida de los SLD individualmente. (b) Anchura de salida FWHM de los SLD multiplexados

Vemos claramente que utilizando dos SLD multiplexados obtenemos un ancho de banda, en este caso a mitad de máximo FWHM, más amplio. En cuanto a la función de coherencia, y con ello la resolución la podemos ver lo que sigue:

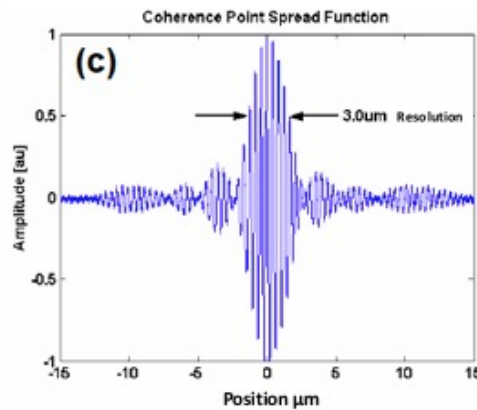


Figura 2.18: Función de coherencia y la resolución obtenida [10]

De las figuras anteriores obtenemos, $\lambda = 905 \text{ nm}$ y $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 155 \text{ nm}$. Aplicando la fórmula (13), obtenemos la resolución axial $\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{(905 \text{ nm})^2}{155 \text{ nm}} \approx 2,3 \mu\text{m}$

Como ejemplo, en uno de los modelos de OCT, el CIRRUS HD-OCT, fabricado por Zeiss, emplea SLDs que trabajan a una longitud de onda de 820 – 850 nm y un ancho espectral FWHM de 50 – 60 nm lo que permite obtener una resolución axial de 5 μm y transversal de 15 μm .

La figura siguiente muestra la imagen en resolución ultra alta de la bolsa de mejilla de un hámster:

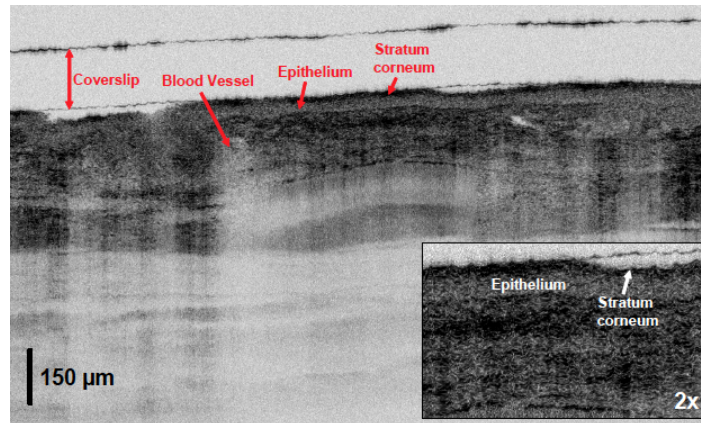


Figura 2.19: Imagen in vivo en resolución ultra alta de la mejilla de hámster [10].

En lo que sigue podemos apreciar una figura que compara dos imágenes una en resolución ultra alta y la otra en resolución estándar:

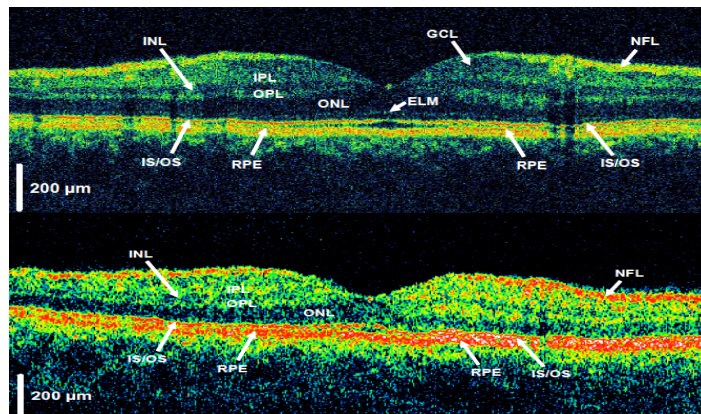


Figura 2.20: (a) Imagen in vivo de una retina humana con resolución ultra alta con resolución axial de 3,2µm y transversal 15-20µm. (b) Imagen in vivo de la misma retina en resolución estándar con resolución axial 10µm y transversal 20µm. [10]

Podemos ver como en la imagen (a) se ven claramente las capas intrarretinianas mientras en (b) no se puede distinguir entre ellas [10].

- **Láser de colorante orgánico con fluorescencia Ti:Al₂O₃**

El láser de colorante es un láser cuyo medio activo es un medio orgánico. Es un conocido de la medicina, ya que se utiliza para las enfermedades vasculares y dermatológicas. Se caracteriza por tener un ancho de banda considerable, que hace de él un dispositivo muy útil para nuestro sistema lo que hace de él una de las numerosas opciones para la obtención de resoluciones ultra altas.

Este tipo de fuente se compone de un cristal fluorescente, de Titanio dopado con Zafiro (Titanio : zafiro o Ti:Al₂O₃), dicho cristal dopado con un láser de colorante. Con ello se consiguió una resolución axial de menos de 2 μm usando 4,8 μW de fluorescencia con dicho cristal dopado con 20W de un Láser Argón. Pero la potencia seguía siendo muy baja para la obtención de imágenes. Para ello, se empleó un cristal con alta densidad de dopaje y un acoplamiento de mayor eficiencia de fluorescencia [11].

Una configuración experimental del sistema puede verse reflejada en la figura siguiente:

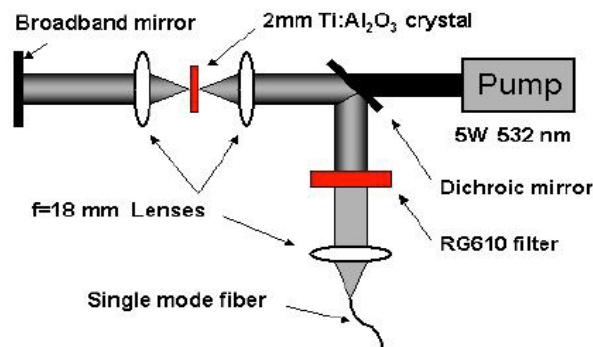


Figura 2.21: Esquemático experimental de láser de colorante con fluorescencia con Titanio dopado con zafiro. [11]

Dicha configuración se traduce en un láser que trabaja a 532 nm y una potencia de 5W bombea una lámina de cristal con fluorescencia de Ti:Al₂O₃ con grosor 2 mm y coeficiente de absorción. Entre el láser y la lámina de cristal se encuentra un divisor de haz dicróico con inclinación de 45° que transmite 89% de la luz bombeada a 532 nm y refleja más de 99% de la fluorescencia entre 650 y 950 nm, y una lente esférica que focaliza el haz de luz bombeado en el cristal que a su vez recolecta y focaliza la fluorescencia procedente del cristal después de la reflexión. El espejo refleja la luz que traspasa el cristal de fluorescencia y gracias a la lente colimadora lo devuelve

hacia el espejo dicroico. Se utiliza un filtro óptico RG610 que inhibe el paso de la luz bombeada que lo atraviesa después de su paso por el espejo dicroico para dejar pasar solo la fluorescencia. Esta es acoplada en una fibra monomodo [11].

Podemos ver representado la anchura espectral FWHM a la salida de esta fuente (a) y el interferograma obtenido (b) (Cabe indicar que se obtuvo, aplicando la fórmula (13), una resolución axial de $R = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{(761 \text{ nm})^2}{100 \text{ nm}} = 2,5 \mu\text{m}$) en la figura:

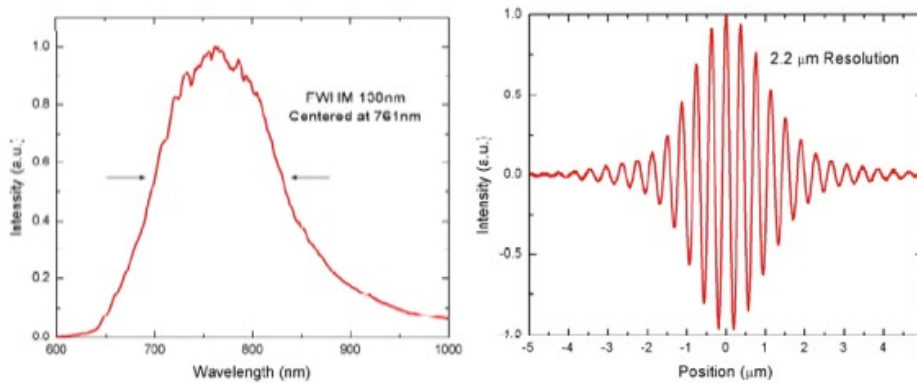


Figura 2.22: Ancho espectral FWHM a la salida (a) Interferograma (b) [11].

Esta fuente es una alternativa más barata de los láseres de estado sólido de femtosegundos $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$ que se explican el siguiente apartado [11].

Para ver como con esta fuente se pueden obtener imagen sub celulares, la figura que sigue muestra como claramente la imagen va más allá de las capas que constituyen el tejido. Dicha figura es la de un renacuajo de una rana africana.

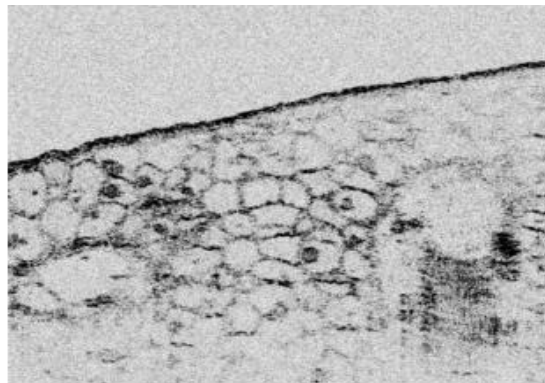


Figura 2.23: Imagen in vivo en resolución ultra alta de un renacuajo de rana africana [11]

○ Láseres de femtosegundos KLM Ti:Al₂O₃

El láser de femtosegundos Ti:Al₂O₃ no es un dispositivo reciente, de hecho fue desarrollado por primera vez en 1986.

KLM hace referencia a Kerr-lens mode-locked o lente de Kerr en modo bloqueo. Modo bloqueo es un método óptico con el cual un láser produce pulsos de luz de duración extremadamente corta, del orden de los femtosegundos, de donde el nombre de láseres de femtosegundos. Kerr-lens mode-locked porque se utiliza un absorbente óptico saturable que utiliza el efecto Kerr, que reduce el tamaño del haz para altas intensidades ópticas lo que nos permite obtener pulsos ópticos de duración aún más cortas.

En el estudio efectuado en 1999 [11], En el Láser KLM Ti:Al₂O₃ se han podido generar pulsos de luz próximos a 5 fs, con potencias de entre 0,3 y 1 W y y ancho espectral FWHM de más de 350 nm centrado alrededor de 800 nm. Con ello se consiguieron resolución axial de aproximadamente 1 μm (la más baja que se haya podido conseguir) y resolución transversal de 3 μm.

El sistema diseñado se compone de varios dispositivos que no son tema de nuestro estudio, pero se hizo de manera a conseguir que el láser trabajara para anchos de banda de 600 – 1000 nm, longitud focal de 10 mm, apertura numérica de 0,3 (para el acoplo a una fibra monomodo) y ancho de banda muy grande. El interferómetro tiene una dispersión balanceada y optimizado óptica y electrónicamente para soportar anchos de banda ópticos elevados [12]. Podemos ver un esquemático del diseño realizado de todo el sistema OCT en la figura siguiente:

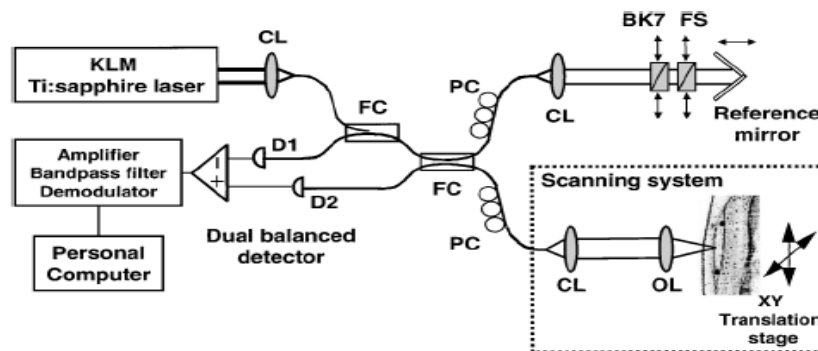


Figura 2.24: Esquema del diseño OCT para la obtención de resolución ultra alta mediante láser de femtosegundo KLM Ti:Al₂O₃ [12].

En la figura que sigue se puede ver tanto el ancho de banda del láser como el de un SLD:

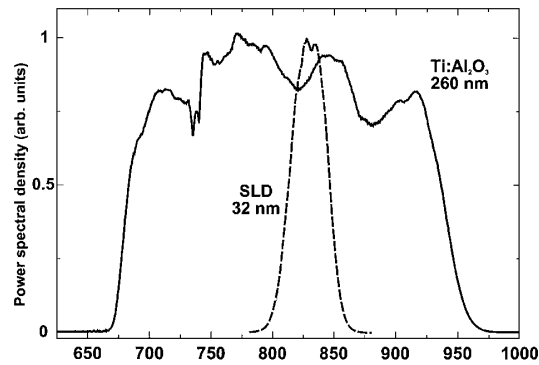


Figura 2.25: Comparativa del ancho de banda de una láser $Ti:Al_2O_3$ y de un SLD [12].

Podemos ver en la gráfica la gran diferencia entre el ancho espectral que nos proporciona el Láser y el que nos da el SLD de hecho, es aproximadamente 9 veces superior.

Otra grafica que nos puede explicar las ventajas del láser es la que sigue, en la que se representa las franjas del interferograma y la envolvente del mismo tanto del láser como del SLD [12]. El ancho FWHM de la envolvente representa la resolución que puede conseguirse con la fuente empleada.

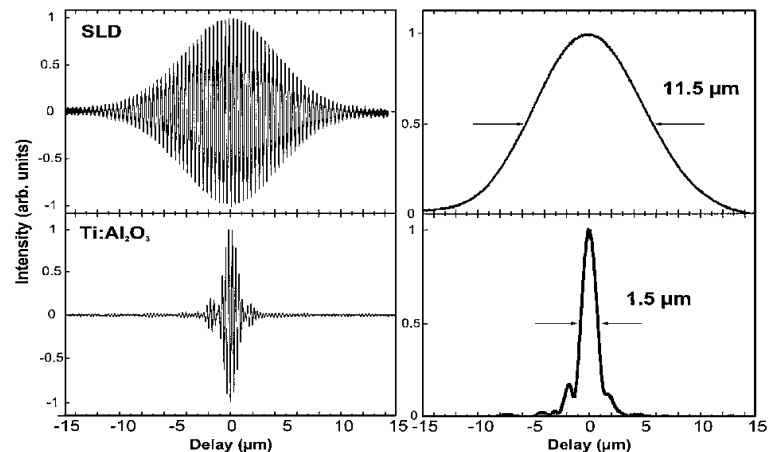


Figura 2.26 : (a) interferograma en franjas de una fuente SLD, (b) la envolvente de dicho interferograma (SLD) y por tanto la resolución axial. (c) Interferograma del láser $Ti:Al_2O_3$ (d) envolvente del interferograma y resolución axial del láser [12].

Se observa que la resolución axial obtenida con el láser es mucho mejor, aproximadamente 8 veces.

Y como muestra de los resultados obtenidos, la figura siguiente representa la imagen con resolución ultra alta de un renacuajo de una rana africana con resolución axial $1\mu\text{m}$ y transversal $3\mu\text{m}$. Con esto conseguimos imagen de la morfología intracelular.

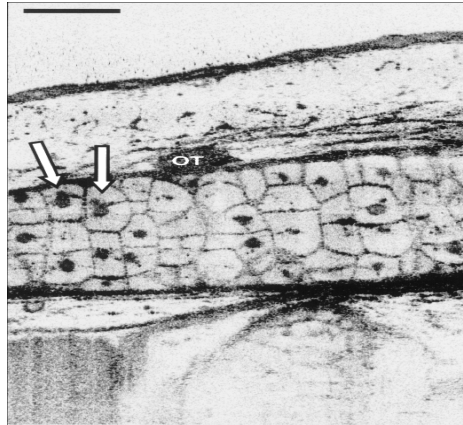


Figura 2.27: Imagen in vivo en resolución ultra alta de la morfología intracelular de un renacuajo de rana africana [12].

Cabe destacar que la limitación principal y que hace de él una opción descartable y lejos de usarse en aparatos OCT comerciales es el coste elevado. Un láser KLM $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$ completo solo (únicamente la fuente, sin el aparato OCT entero), oscila su coste entre 60.000\$ y 70.000\$, contra un coste de un dispositivo OCT completo de entre 15.000\$ y 50.000\$ [12].

2.4. Aplicaciones

Como se ha citado en varias ocasiones a lo largo de los capítulos anteriores, la Tomografía de Óptica Coherente (OCT) fue creada básicamente para el campo de la oftalmología. Sin embargo desarrollos e investigaciones en esta tecnología permitieron expandir su uso para muchas áreas, tanto medicas como no medicas o industriales, aunque las aplicaciones medicas siguen siendo las dominantes. Las ventajas que permitieron que OCT domine sobre las demás técnicas ópticas son básicamente, la alta resolución axial y transversal, el hecho de ser un técnica no invasiva y el gran número de aplicaciones que puede tener, sobre todo gracias a las nuevas técnicas como puede ser DOCT u OCT de campo amplio.

2.4.1. Aplicaciones médicas

➤ Oftalmología

La retina, la córnea, el cristalino y el ojo en general fue el órgano que incitó a los oftalmólogos e ingenieros empezar este proyecto tan importante y que ayudó de manera significativa la detección de muchas enfermedades e incluso la prevención contra la pérdida de la vista. Todo ello gracias a la composición biológica del ojo, su estructura y su opacidad. OCT permite obtener imágenes y medidas detalladas de las patologías de la córnea y los cambios en la estructura del iris, además de la estructura intrarretiniana.

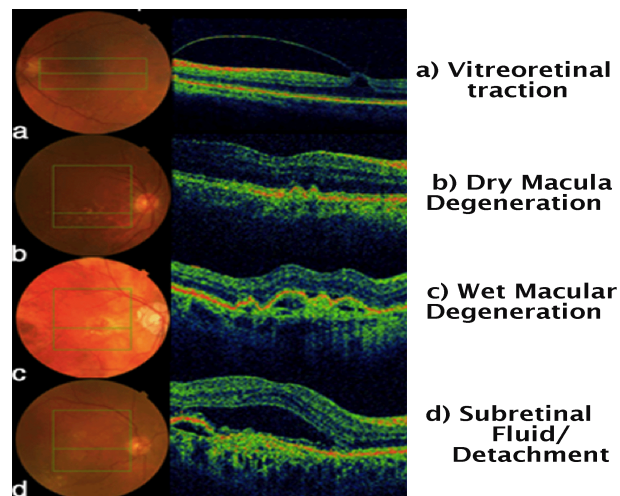


Figura 2.28: Imágenes ojos afectados por diferentes enfermedades detectadas por OCT.

Sin embargo algunas patologías y enfermedades del ojo quedan fuera del alcance de los sistemas OCT estándares, lo que dio lugar al desarrollo de UHR-OCT u OCT con ultra alta resolución. Esto fue posible gracias al desarrollo de nuevas fuentes (2.3.4). UHR-OCT permite tanto obtener la mayoría de las capas intrarretinianas como detectar fluctuaciones y cambios en la morfología de la retina.

➤ OCT para biopsias

La biopsia convencional tal como la conocemos presenta grandes riesgos sobre la salud del paciente tal que la fuga y esparcimiento de células cancerígenas, infecciones y hemorragias. Pues la realización de biopsias no invasivas de tejido afectado es sin duda, una de las mejores aplicaciones. Esto, gracias a que OCT

cumple los prerequisites para la obtención de buen análisis de biopsia que son la alta resolución y profundidad de penetración.

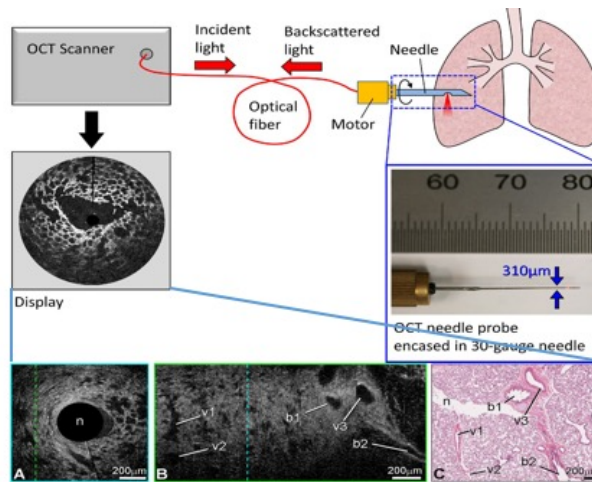


Figura 2.29: Obtención de imagen del interior de un pulmón gracias un catéter óptico.

➤ Gastroenterología

El uso de OCT nos permite obtener imágenes de la microestructura interna del tracto gastrointestinal además de abultamientos que puede sufrir esta lo que nos permite la detección temprana de tumores. Imágenes de alta resolución fueron obtenidos en el esófago, y con menos resolución en el estómago. En el caso de la gastroenterología, OCT estándar se resume a la obtención de la arquitectura interna de los tejidos que a veces puede ser útil, ya que nos permite ver las irregularidades que afectan a esta arquitectura y que se traducen en la mayoría del tiempo en tumores, sin embargo, sólo UHR-OCT nos proporciona imágenes de las estructuras subcelulares, lo que permite detectar aumento de tamaño, anaplasia, metástasis e incluso obtener información en tiempo real de las anomalías que pueden afectar al sistema digestivo en general. El desarrollo de endoscopios OCT permite obtener imágenes de alta resolución del interior del colon transversal, a pesar de la estructura compleja de este órgano.

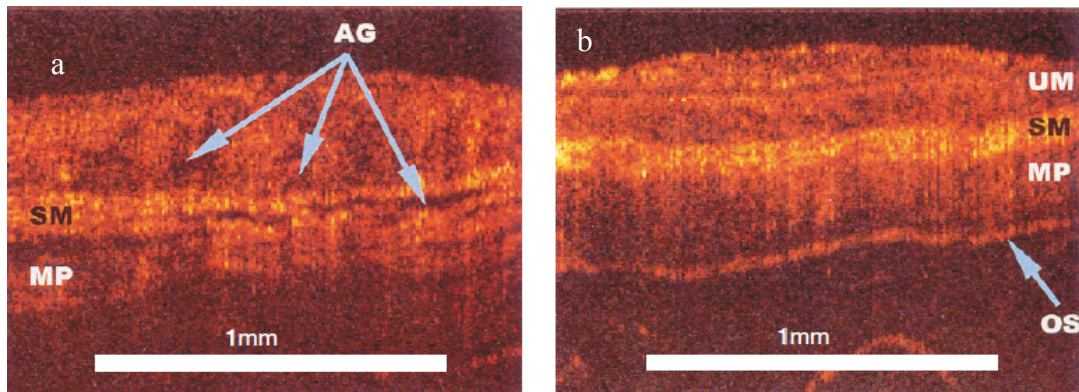


Figura 2.30: Imágenes endoscópicas: (a) Colon transverso afectado por un adenoma tubular. (b) Colon transverso sano

➤ Dermatología

La piel es un tejido muy complejo a analizar debido al gran grado de no homogeneidad que lo caracteriza. Cabe indicar que la mayoría de las enfermedades de la piel son diagnosticadas simplemente a la vista o con dermatoscopia. Sin embargo OCT nos permite detectar tumores de piel sólidos, ya que tienen una estructura homogénea lo que nos evita la escisión, además UHR-OCT permite obtener neoplasias a nivel subcelular.

➤ Sistema cardiovascular

En el sistema cardiovascular y donde OCT tiene ventaja es en la detección de lesiones causadas por la aterosclerosis. El hecho de que las paredes de la arteria coronaria tenga un espesor de menos de un milímetro de espesor hace de OCT un sistema ideal para el análisis de anomalías de esta. La estrechez y delicadez de las arterias y la imposibilidad de parar el flujo sanguíneo para el análisis de un corazón latiendo, hace que se tengan que desarrollar sondas lo más finas posibles, por lo que endoscopios y catéteres basados en fibra óptica presentan una gran ventaja para esta aplicación.

Aquí podemos ver el análisis del interior de una arteria coronaria:

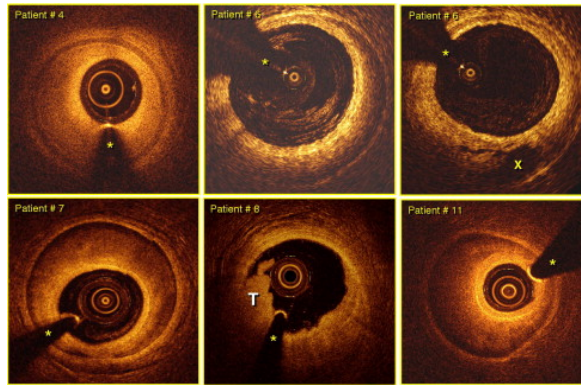


Figura 2.31: Imágenes del interior de la arteria coronaria de diferentes pacientes.

➤ Odontología

En odontología existen tres tipos de evaluación y diagnóstico: Visual, periodontal o mediante radiografía. El análisis periodontal se hace mediante introducción de una sonda en la encía que tiene que llegar hasta la raíz del diente para ver las condiciones del tejido periodontal. Sin embargo esta técnica es muy dolorosa y poco precisa, ya que errores pueden ser debidos a la fuerza de inserción de la sonda, del grado de inflamación, del diámetro de la sonda y la anatomía de los dientes. La radiografía por su parte solo da información de la características morfológicas de los dientes y no proporciona suficiente información de lo que podría sufrir la encía y los tejidos blandos. Aquí es donde la ventaja de OCT en las aplicaciones odontológicas es dominante. Al ser no invasiva, le es indoloro al paciente, además nos proporciona mucha información con cierta precisión de la estructura de todo el conjunto diente-encía además de la zona apical de la raíz de los dientes.

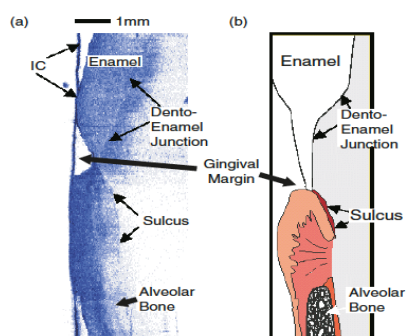


Figura 2.32: (a) Imagen del diente con OCT. (b) Dibujo del diente.

2.4.2. Otras aplicaciones

Más allá de las aplicaciones médicas existen otras que utilizan el sistema OCT como es el caso del análisis de los pigmentos de las capas pintura en las obras de arte lo que ayuda a restaurarlas. La ventaja es que la obra no se deteriora y gracias a las características de reflexión de la pintura se pueden detectar cualquier tipo de deterioro.

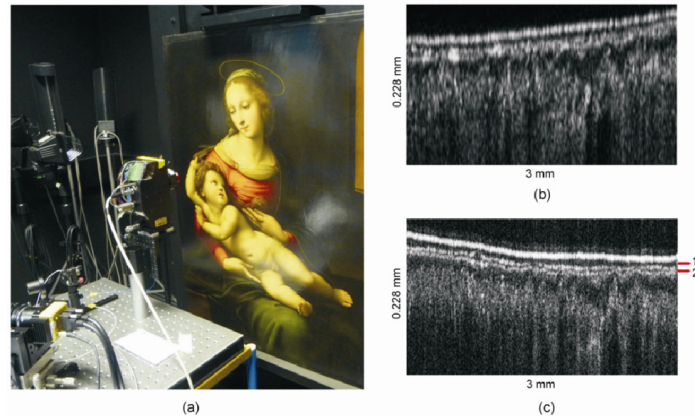


Figura 2.32: Obtención de una imagen tomográfica de las capas de pintura en una obra de arte The Madona And The Child en The National Gallery London [18].

Otras aplicaciones pueden ser, por ejemplo medir el espesor del fluido que se genera en la cámara de combustión de un pistón en un motor de coche. O hallar las características de un material y obtener imágenes de las capas que lo componen además de su resistencia y los posibles fallos que podría tener.

3. Análisis de un sistema OCT

3.1. Descripción del software desarrollado

Para la elaboración del software de simulación, utilizamos un conocido de las telecomunicaciones, que es Matlab.

El programa constará de un programa principal, el cual se ejecuta para el inicio de la simulación y que está dividido en partes:

- Fuente de luz,
- Modelado de la muestra,
- Representación gráfica de la muestra,
- interferograma y la envolvente del interferograma.
- Además de 3 programas independientes:
 - Modelado de la muestra, Model_muestra.
 - La representación gráfica de la muestra en 2D, Sample_2D
 - La representación gráfica de la fuente en 3D, Sample_3D.

Empezamos explicando el programa principal cuyo nombre es OCT.m

➤ OCT.m

En este programa empezamos por simular una fuente óptica. En este caso vamos a suponer que la señal generada por la fuente es una gaussiana centrada en una longitud de onda y con un ancho de banda FWHM determinados. El valor de éstos es inicializado en el programa mediante las variables **lambda0** y **fwhm** respectivamente. Además para la representación de la fuente, creamos un vector de longitudes de onda, le asignamos el nombre de **lambda**, el cual se define como:

```
lambda = linspace(lambda0-(lambda0/4), lambda0+(lambda0/4),  
4000);
```

Esto nos crea un vector de longitudes de onda centrado en **lambda0** con un muestreo de 4000 puntos.

Para la generación de la señal gaussiana, hacemos uso de la función **gaussmf** que nos proporciona Matlab, por lo que la señal de la fuente se genera como sigue:

```
s = (1./sigma*sqrt(2*pi)) * gaussmf(lambda, [sigma, lambda0])
```

donde las entradas de esta función son **sigma** que representa la desviación típica y

que se calcula como: $\sigma = \frac{\Delta\lambda_{FWHM}}{\sqrt{8 \cdot \log(2)}}$

Para el desarrollo del programa, vamos a asumir que nuestro sistema es ideal que trabaja en el aire y donde las pérdidas en los brazos del interferómetro son nulas, lo que da lugar a que $T_r = T_s = 0,5$ en (9). Además, la intensidad analizada depende del desplazamiento del espejo, que es el principio de funcionamiento de TD-OCT.

Una vez vez determinada la fuente gaussiana a representamos mediante la función **plot**.

El segundo paso es el modelado de la muestra, primero hacemos el modelado de composición forma, es decir el número de capas y sus espesores e índices de refracción correspondientes. Esto se hace mediante la función Model_muestra.m que hemos creado a la cual se hace una llamada en el programa principal. En esta empezamos por inicializar dos vectores, uno del índice de refracción **n** con 12 elementos inicializados a 1, ya que 1 es el índice de refracción del aire y que consideramos como base, es decir la muestra es analizada mientras está suspendida en el aire, por lo que el valor mínimo del índice de refracción es 1. Y un vector de espesores en dimensión axial **z** con 12 elementos inicializados a 0. Luego mediante un cuadro de diálogo, se pide introducir tanto el número de capas como los espesores e índices de refracción necesarios.

A continuación definimos la función que caracteriza la muestra, esta está definida por la fórmula (5). Sin embargo, considerando una muestra simple con estructura en capas con M capas, la función de la respuesta de la muestra representada en la fórmula (5), pasa de representarse como integral a representarse como un sumatorio para las M capas individuales, y viene dada por:

$$H = \sum_{j=1}^M r_j \exp \left\{ i2 \frac{\omega}{c} \sum_{m=1}^j n_m z_m \right\} \quad (26)$$

donde n_m es el índice de refracción de cada capa y z_m es el espesor de esta. Sin embargo r_j representa la reflectividad de cada capa, la cual se determina por la fórmula de Fresnel que viene dada por:

$$r_j = \frac{n_{j+1} - n_j}{n_{j+1} + n_j} \quad (27)$$

Tanto **H** como **rj** se implementa mediante un bucle **for**, que recorre todas las capas. El sumatorio del producto $n_m z_m$ en el programa está representado por la variable **capa**.

Como tercera parte del programa, la representación gráfica tanto en 2D como en 3D de la muestra. Estas se hacen mediante las funciones Sample_2D y Sample_3D a las cuales se hace una llamada en el programa principal. Sample_2D representa el espesor de la muestra capa a capa en función del índice de refracción correspondiente. Esta se hace mediante asignación de un vector de espesores con un

valor de índice de refracción, y luego representación en 2D mediante la función **plot**. La función `Sample_3D` representa el espesor de la muestra, y su ancho transversal en función del índice de refracción correspondiente. Sin embargo, la dimensión transversal es solo representativa para la ver la muestra en 3D. Le asignamos como anchura transversal $10\mu\text{m}$, de $5\mu\text{m}$ a $15\mu\text{m}$ en la gráfica. Esto se ha hecho para explicar cómo cambia el índice de refracción de una capa a otra tomando como referencia el índice de refracción del aire, suponiendo la muestra suspendida y analizada en el aire. Cabe destacar que el hecho de que la variación del índice de refracción en el tejido en función del espesor de las capas, no siga ninguna función, hace difícil crear una estructura en 3D. Esto nos llevó a crear una estructura basada en vectores anidados asignando para cada punto de z su correspondiente de x y su correspondiente en n , y así para tantas capas como haya. En este caso la representación gráfica se utiliza mediante la función **surf**, ya que aquí se trata de 3 dimensiones.

A continuación, representamos la información más importante que es el interferograma, que nos proporciona información de la muestra para la reconstrucción de la imagen. Para ello aplicamos el término 3 de la fórmula (9), determina la interferencia cruzada por lo que la señal del interferograma solo depende de este, y por consiguiente a dicha señal le vamos a llamar I_{rs} , la cual, y teniendo en cuenta lo asumido, viene dada por:

$$I_{rs} = 0,5 \cdot \text{Re}\{S(\omega)H(\omega)e^{-i\phi(x)}\} = 0,5 \cdot \text{Re}\{S(\omega)H(\omega) \cos\{\phi(x)\}\} \quad (28)$$

La obtención de I_{rs} se hace mediante dos bucles **for** anidados, uno recorre el vector de desplazamiento del espejo, del cual depende la fase generada por el desplazamiento del mismo **phi** y por lo tanto del cual depende el interferograma. A este le asignamos la letra **x** y va de 0 a un valor que llamamos `depth`. Este valor representa la posición y profundidad a la que está situada la última capa más un término de la mitad del ancho de una curva de interferograma que representa a su vez la resolución axial más $10\mu\text{m}$ de margen.

En el programa viene dado por la fórmula:

```
depth= capa + (((2*log(2))/pi)*((lambda0^2)/fwhm))+ 10e-6;
```

La variable `capa` es la calculada en el modelado de la muestra y viene dada por:

$$capa_m = (n_1 z_1) + (n_2 z_2) + (n_3 z_3) + \dots + (n_M z_M)$$

El otro bucle **for** recorre el vector de longitudes de onda, ya que I_{rs} depende de la frecuencia, y para evitarnos conversiones intermedias innecesarias, hacemos la

conversión frecuencia-longitud de onda $\omega = 2\pi \frac{c}{\lambda}$ para la normalización. I_{rs} en el programa queda como sigue:

```
Irs(j) = Irs(j) + real(0.5*(s(jj)*H(jj)*cosenophi));
```

Donde \cosenophi se calcula por separado para cada valor de x y de λ , ya que no es un vector de esta manera:

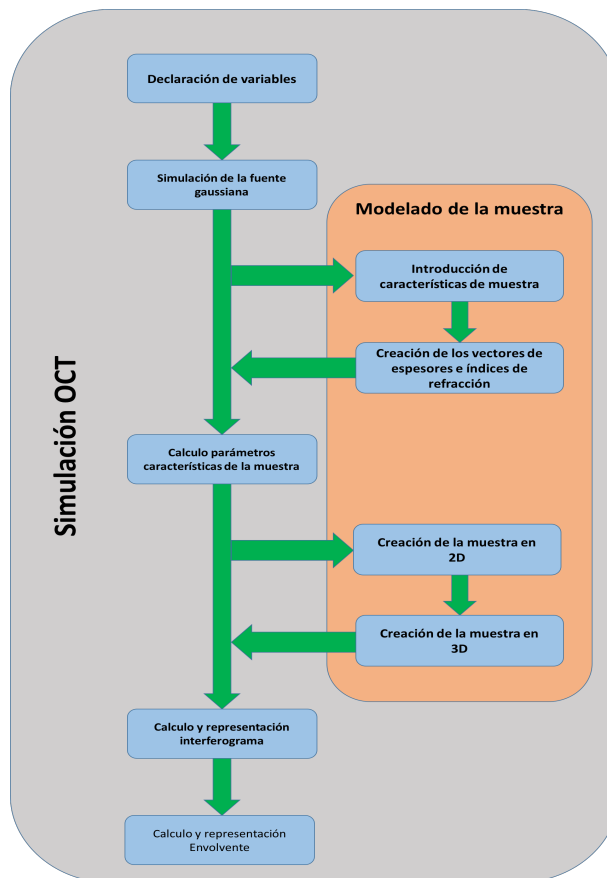
```
cosenophi = cos(x(j)*((4*pi)./lambda(jj)))
```

Y por último, la parte de la obtención de la envolvente del interferograma, esta se consigue usando la función de Hilbert que nos proporciona Matlab **hilbert**. Y queda como sigue:

```
WW=hilbert(Irs); env=abs(WW);
```

Tanto para el interferograma como para la envolvente de este usamos la función **plot** para la representación.

En la figura siguiente podemos ver un diagrama de flujo del programa creado:



➤ Resultados que nos proporciona el programa

Para ver los resultados que obtenemos una vez ejecutamos el programa suponemos una fuente con $\lambda_0 = 800 \text{ nm}$ y $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 50 \text{ nm}$. Ordenamos los resultados de la misma manera con la que está estructurado el programa:

○ La fuente de luz

Obtenemos la representación gráfica de la fuente gaussiana:

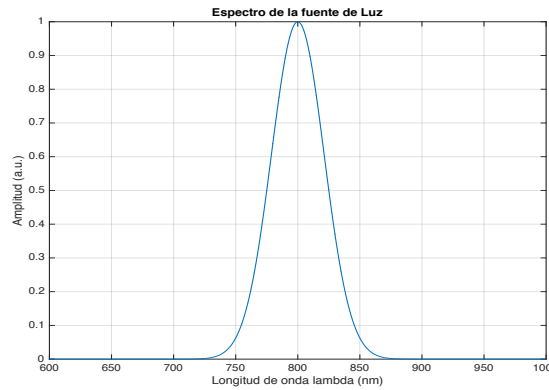


Figura 3.1: Representación gráfica de la fuente gaussiana.

Podemos ver que la gráfica está centrada en 800 nm, lo que corresponde a la longitud de trabajo central de la fuente utilizada.

○ Modelado de la muestra

Mediante una llamada a la función `Model_muestra`, obtenemos, como ejemplo $M=3$:

```
El numero total máximo de capas es 11
Introduzca el numero de capas M: 3
Capa 1: 15
Capa 2: 35
Capa 3: 25
Índice de refracción n1: 1.5
Índice de refracción n2: 1.8
Índice de refracción n3: 1.2
```

Figura 3.2: Cuadro de dialogo para la obtención de la introducción de las características de la muestra

- Representación gráfica

A continuación, obtenemos las gráficas de las muestras:

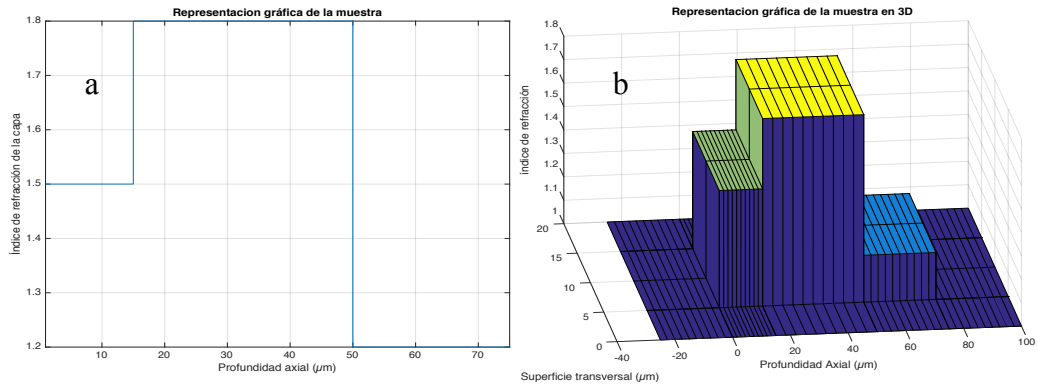


Figura 3.3: (a) La muestra en 2D: La profundidad en función del índice de refracción. (b) La muestra en 3D: Profundidad en función del ancho lateral y del índice de refracción

- Interferograma y envolvente

Por ultimo obtenemos el interferograma y la envolvente del mismo:

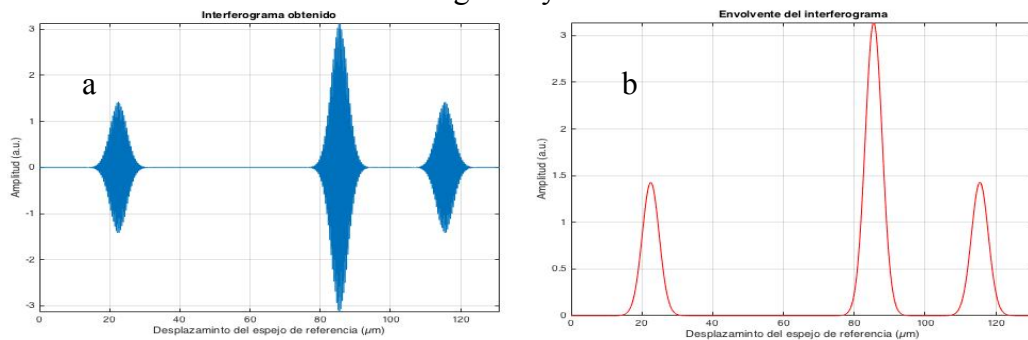


Figura 3.4: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma

3.2. Definición de la muestra

Después de describir el software que hemos desarrollado, y con ello las funciones que nos permitieron modelar la muestra, es importante describir un poco la muestra y los resultados que pretendemos obtener con ello. En el modelado de la muestra, y como hemos indicado creamos los vectores de índices de refracción n y espesores z . Ambos son vectores de 12 elementos aunque el número máximo de capas a analizar es 11. Esto es debido a que el último elemento representa la última capa a la que llega la señal sin que la atraviese. Es por ello que el vector de índices de refracción lo inicializamos a 1 que corresponde al aire y el de capas a 0 que significa esa capa es de un espesor 0 y por lo tanto no se analiza. Esto tiene una interpretación analítica

también, como se puede ver en la fórmula (27), para una capa determinada, la reflectividad depende del índice de refracción de la capa en cuestión y del de la capa siguiente. El rango del índice de refracción depende del tipo de muestra, en general entre 1.1 y 2. En cuanto a espesor de la muestra a analizar, depende también del tipo de la muestra y el rango lo decide el usuario, pero dentro de las limitaciones del sistema, concretamente del muestreo. Además del espesor y el índice de refracción de la muestra, el número de capas es un factor muy importante, ya que es el que decide los resultados que vamos a obtener. En nuestro programa de simulación, se le solicita al usuario introducir el número de capas que quiere analizar, siendo el valor máximo de este es 11.

A partir del modelado de la muestra obtendremos la representación gráfica de esta en 2D y 3D con las funciones anteriormente indicadas.

Para ver los resultados que podríamos obtener con nuestro programa, vamos a suponer un sistema con $M = 5$ capas, estas tienen los espesores e índices de refracción siguientes:

```
Introduzca el numero de capas M: 5
Capa 1: 30
Capa 2: 20
Capa 3: 45
Capa 4: 25
Capa 5: 15
Índice de refracción n1: 1.4
Índice de refracción n2: 1.9
Índice de refracción n3: 1.6
Índice de refracción n4: 1.8
Índice de refracción n5: 1.2
```

Figura 3.5: Captura del cuadro de dialogo que nos pide introducir las características de la fuente.

Una vez introducidos los datos obtenemos una representación gráfica en 2D que puede verse reflejada en la figura siguiente:

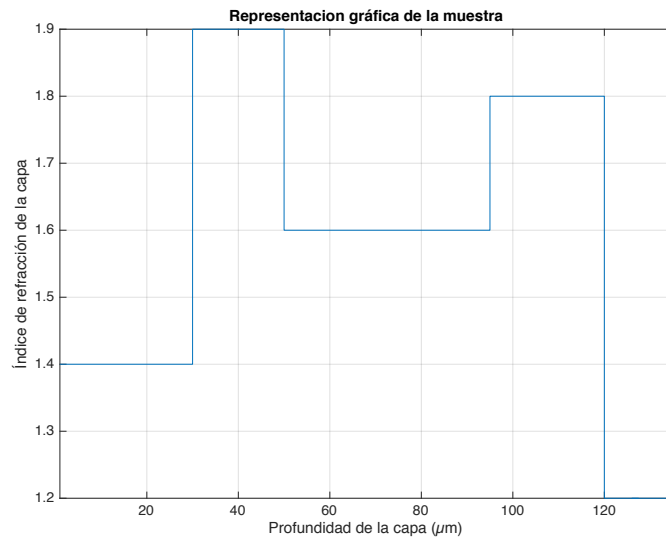


Figura 3.6: Representación en 2D de la muestra a analizar, de la profundidad de la capa en función del índice de refracción.

Obtenemos también la gráfica en 3D:

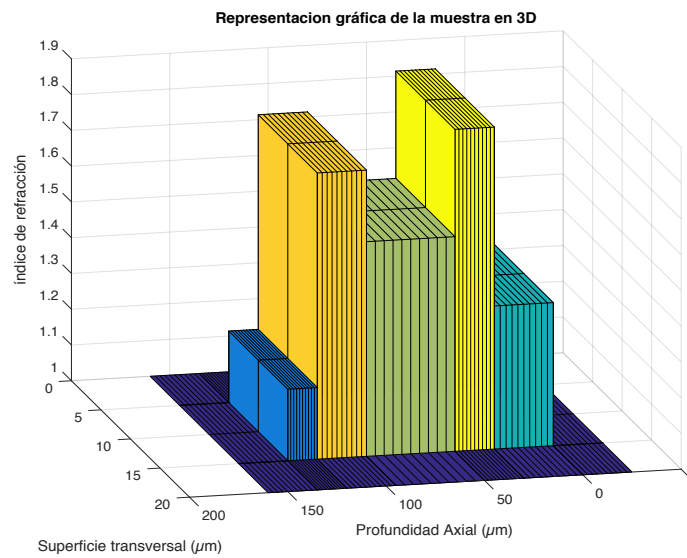


Figura 3.7: La muestra en 3D. La profundidad axial en función del ancho transversal y del índice de refracción.

3.3. Resultados con $\lambda_0 = 800$ nm

3.3.1. Validación de resultados

Una vez hecho el programa, pasamos a la fase de la comprobación profundizada de los resultados. Para nuestro sistema consideramos un OCT típico con fuente SLD que trabaja para una longitud de onda central de $\lambda_0 = 800$ nm y un ancho a mitad de máximo $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 50$ nm. A priori tomamos como referencia para la comprobación un estudio realizado donde se utilizó la misma fuente con espesores y índices de refracción determinados, con lo que se obtuvo una resolución axial de $6 \mu\text{m}$ [6].

La tabla que sigue, refleja los valores de espesores de capas de tejido con su correspondiente índice de refracción.

Tabla 3.1: Valores teóricos de espesores de capas con sus correspondientes índices de refracción [6].

Layer j	Refractive index n	Layer thickness z (μm)
1	1.00	5.00
2	1.30	15.00
3	1.50	30.00
4	1.00	0.00

De la tabla se obtuvo el interferograma siguiente:

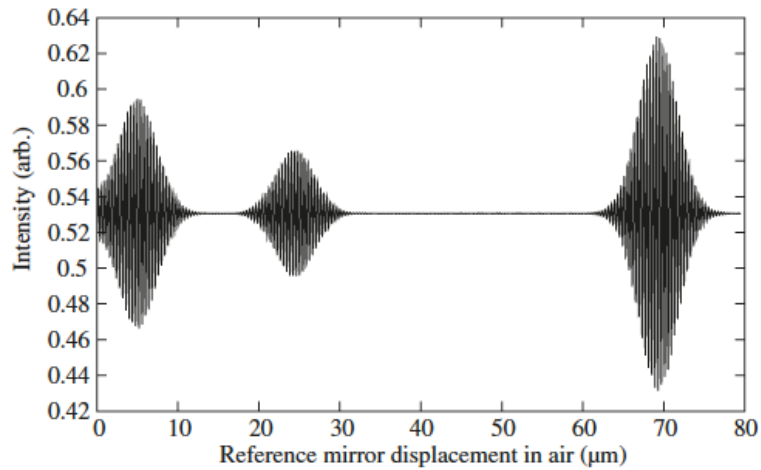


Figura 3.8: Interferograma obtenido por el estudio realizado por Tomlins [6].

Volviendo a nuestro sistema, teóricamente y aplicando la fórmula (13), se obtiene una resolución de $6 \mu\text{m}$.

Ahora bien, introduciendo los datos en nuestro programa obtenemos el interferograma y envolvente siguientes:

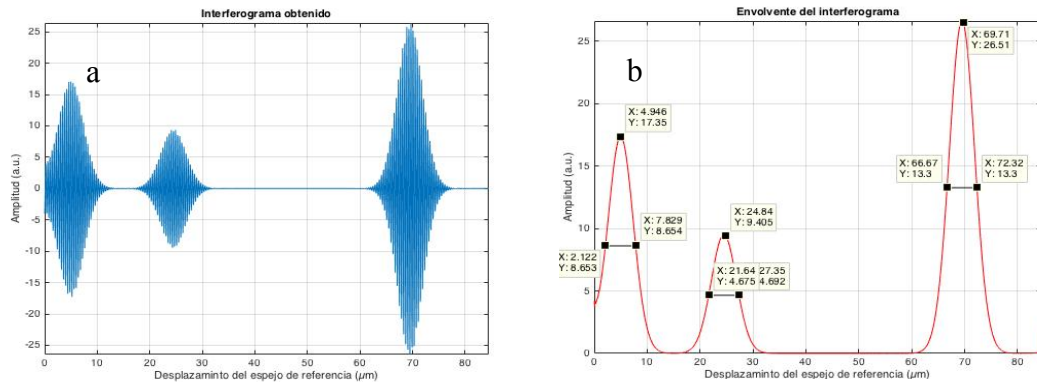


Figura 3.9: (a) Interferograma obtenido (b) Envolvente del interferograma

Como podemos observar en la gráfica (b), la resolución axial obtenida es de aproximadamente $5,7 \mu\text{m}$, valor muy próximo a los $6 \mu\text{m}$ obtenidos teóricamente. Esto nos lleva a concluir que nuestro es correcto.

3.3.2. Fuentes ópticas con distintas anchuras espectrales

Ahora que hemos confirmado que nuestro programa funciona con buena precisión, pasamos a la modificación de los parámetros de la fuente para ver hasta qué punto funcionaría. En concreto lo que modificamos es $\Delta\lambda_{\text{FWHM}}$. Como ya sabemos, cuanto mejor es el ancho en cuestión, mejor es la resolución axial, por lo que buscaremos el ancho mínimo a partir del cual obtenemos resultados aceptables.

➤ $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 10 \text{ nm}$

Aplicando la fórmula (13), obtenemos una resolución axial teórica de $28 \mu\text{m}$. Dicho valor representa también el espesor mínimo que puede tener cada capa para que se pueda obtener un interferograma aceptable.

Primero hacemos una prueba con capas menores que $28 \mu\text{m}$, obtenemos estos resultados:

Capa 1= 5 μm , Capa 2= 10 μm , Capa 3= 15 μm .

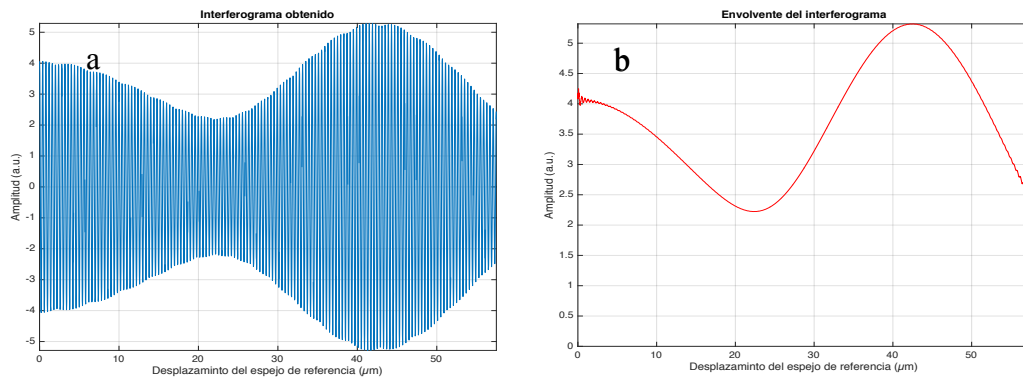


Figura 3.10: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

Sin embargo para espesor mayores que 28 μm :

Capa 1= 40 μm , Capa 2= 55 μm , Capa 3= 65 μm

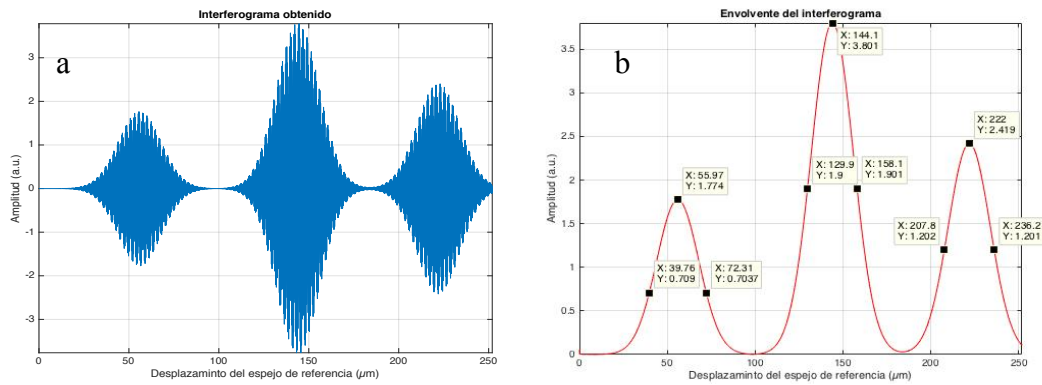


Figura 3.11: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

Podemos ver que efectivamente obtenemos una resolución axial de alrededor de 29 μm , lo que corresponde a una resolución muy baja.

➤ $\Delta\lambda_{FWHM} = 20 \text{ nm}$

De la fórmula (13) obtenemos una resolución axial teórica de 14 μm . Que a su vez es el espesor mínimo que podría tener cada capa para un interferograma correcto.

Para espesores menores que 14 μm :

Capa 1= 5 μm , Capa 2= 8 μm , Capa 3= 12 μm

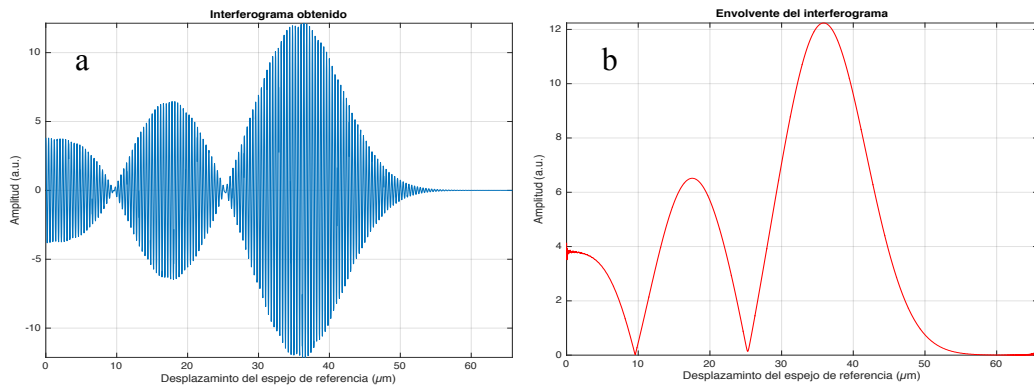


Figura 3.12: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Para espesores mayores de 14 μm :

Capa 1= 25 μm , Capa 2= 35 μm , Capa 3= 40 μm

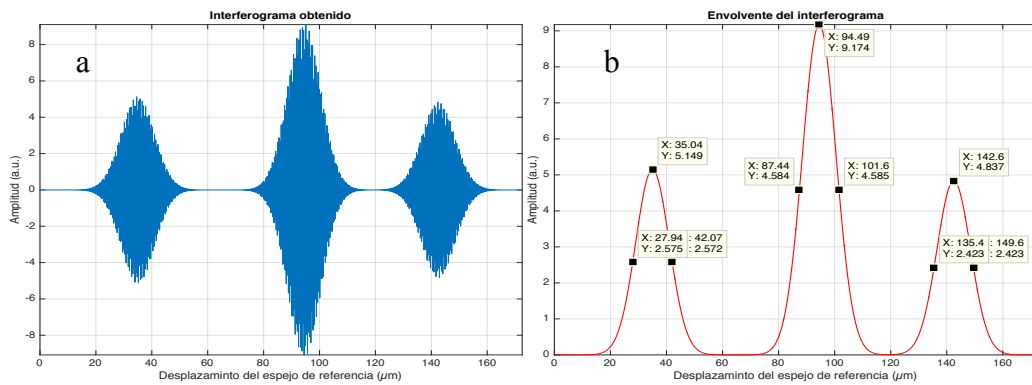


Figura 3.13: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Obtenemos una resolución axial de 14,2 μm .

➤ $\Delta\lambda_{FWHM} = 80 \text{ nm}$

Sustituyendo en la fórmula (13) obtenemos una resolución axial teórica de 4 μm .

Para espesores menores que 4 μm :

Capa 1= 2 μm , Capa 2= 3 μm , Capa 3= 2.5 μm

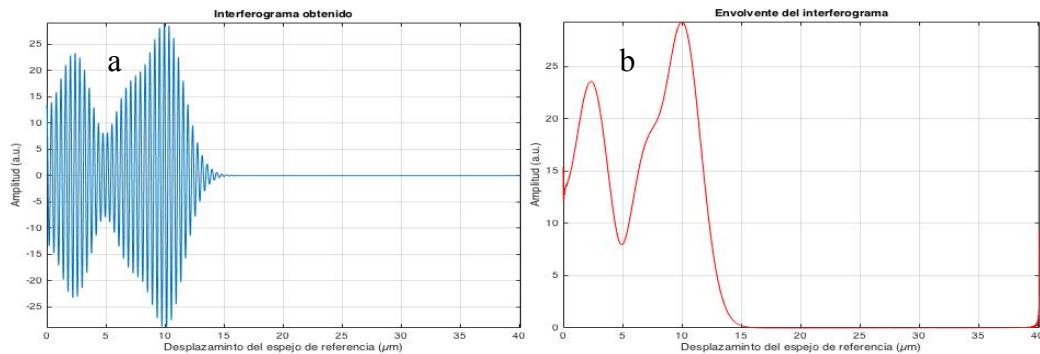


Figura 3.14: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Para espesores mayores que 4 μm :

Capa 1= 8 μm , Capa 2= 15 μm , Capa 3= 10 μm

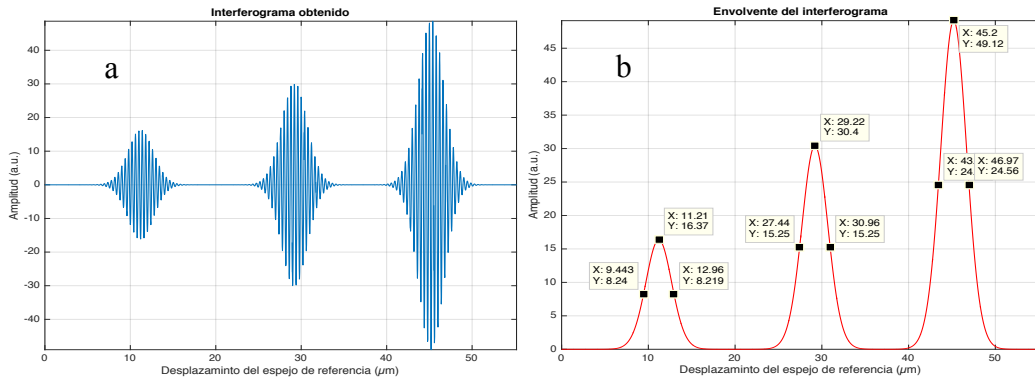


Figura 3.15: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Obtenemos una resolución axial de 3,7 μm que se aproxima mucho al valor teórico obtenido. Esta resolución para algunas aplicaciones médicas se considera muy buena.

➤ $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 100 \text{ nm}$

En este caso obtenemos una resolución axial teórica de 3 μm .

Para espesores menores que 3 μm :

Capa 1= 1 μm , Capa 2= 2 μm , Capa 3= 1,5 μm

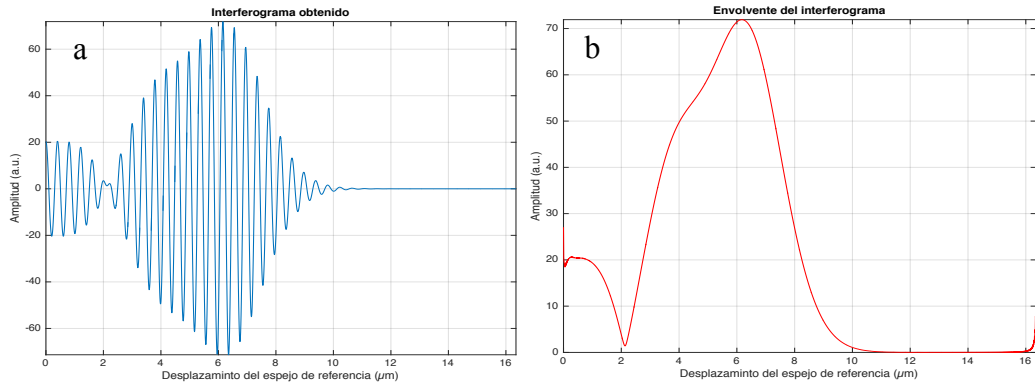


Figura : (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Espesores mayores que 3 μm :

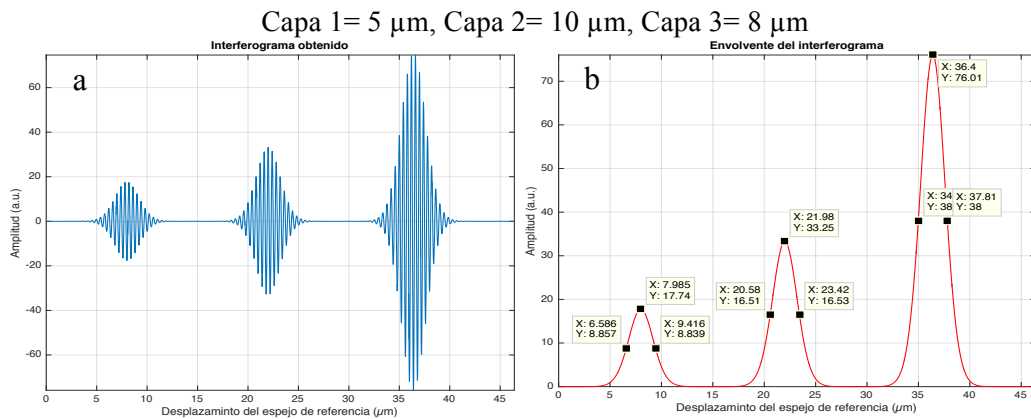


Figura 3.16: (a) Interferograma obtenido. (b) Envlovente del interferograma.

Una vez obtenidos los resultados, vemos que, tal como cabía esperar, cuanto mejor es el ancho espectral, mejor es la resolución axial, esto nos confirma que en este sentido nuestro programa funciona perfectamente. Sin embargo, un dato muy importante se traduce por el hecho de que estas pruebas son puramente experimentales, es decir solamente para comprobar el buen funcionamiento o las limitaciones que podría presentar nuestro programa de simulación, además de comprobar la adaptación del estudio teórico con lo aplicado para la elaboración del programa. En realidad, cada fuente funciona para una longitud de onda y un ancho espectral determinados. Podemos tomar como ejemplo las fuentes SLD típicas. En la tabla que sigue citan dichas fuentes con su correspondiente longitud de onda de trabajo y anchura espectral.

Tabla 3.2: Tipo de fuente con su respectiva longitud de onda y ancho espectral

Tipo de fuente	Longitud de onda	Ancho espectral
SLD	675 nm	10 nm
	820 nm	20 o 50 nm
	930 nm	70 nm
	1300 nm	35 nm
	1550 nm	70 nm

3.4. Sistemas OCT con diferentes λ_0

En este apartado, variamos la longitud de onda central para ver cómo se comporta nuestro programa frente a este cambio, además de ver el efecto que introduce la λ_0 en la resolución axial y su concordancia con la fórmula (13). Sin embargo de la tabla (3.2), observamos que cambiando la λ_0 , implica el cambio del tipo de la fuente y por lo tanto cambio en la anchura espectral. Pero como el objetivo de este apartado es puramente experimental, fijamos el ancho espectral en $\Delta\lambda_{FWHM} = 50 \text{ nm}$.

El caso de $\lambda_0 = 800 \text{ nm}$ ya se ha visto en el apartado 3.3.

3.4.1. Longitud de onda central $\lambda_0 = 1300 \text{ nm}$

Se obtiene una resolución axial teórica aplicando la fórmula (13) de aproximadamente $15 \mu\text{m}$. Para espesores menores que $15 \mu\text{m}$:

Muestra de 3 capas con: Capa 1= $5 \mu\text{m}$, Capa 2= $10 \mu\text{m}$, Capa 3= $8 \mu\text{m}$

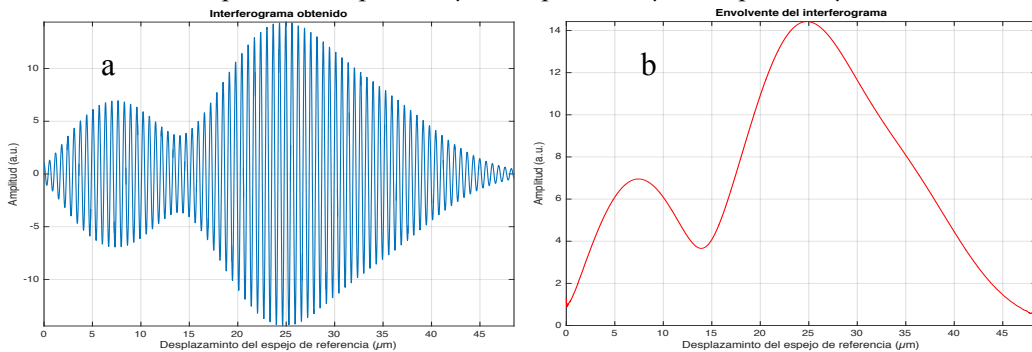


Figura 3.17: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Espesores mayores que $15 \mu\text{m}$:

Muestra de 3 capas con: Capa 1= $20 \mu\text{m}$, Capa 2= $35 \mu\text{m}$, Capa 3= $25 \mu\text{m}$

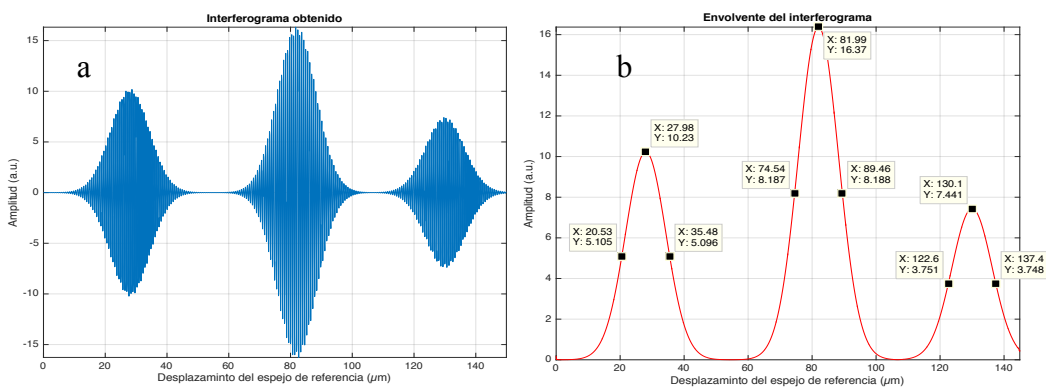


Figura 3.18: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

3.4.2. Longitud de onda central $\lambda_0 = 1550 \text{ nm}$

En este caso obtenemos una resolución axial teórica de aproximadamente: $21 \mu\text{m}$.

Espesores menores que $21 \mu\text{m}$:

Muestra de 3 capas con: Capa 1= $12 \mu\text{m}$, Capa 2= $8 \mu\text{m}$, Capa 3= $15 \mu\text{m}$

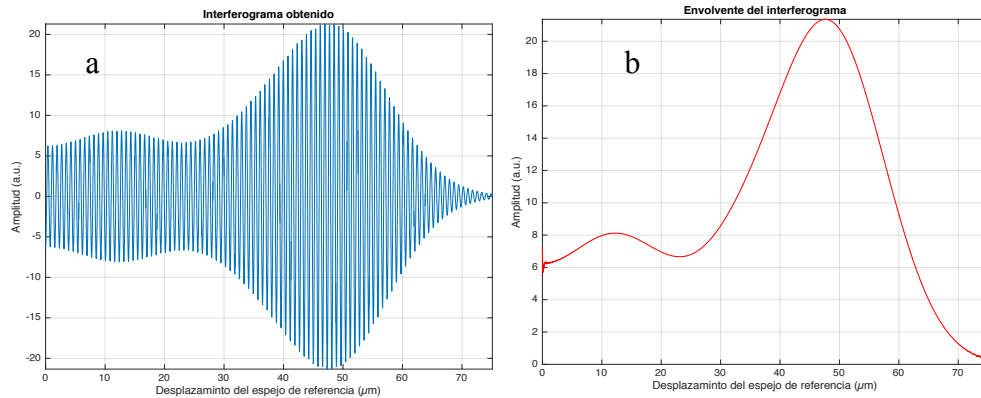


Figura 3.19: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

Espesores mayores que $21 \mu\text{m}$:

Muestra de 3 capas con: Capa 1= $12 \mu\text{m}$, Capa 2= $8 \mu\text{m}$, Capa 3= $15 \mu\text{m}$

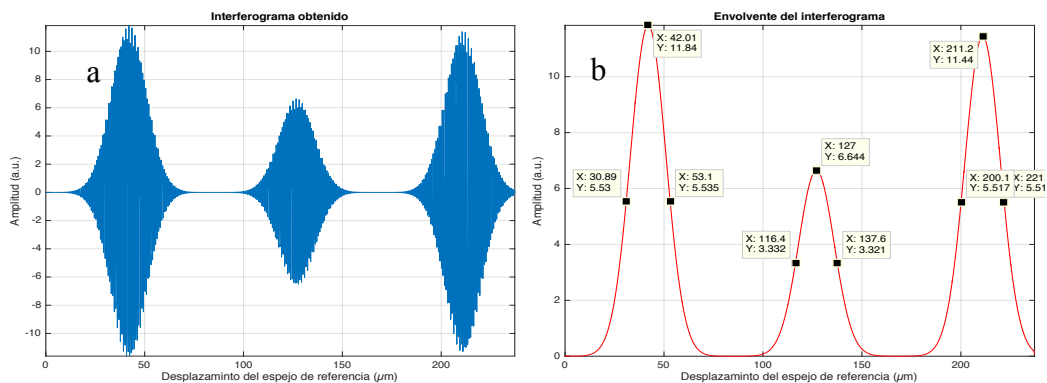


Figura 3.20: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

Una vez hecho el análisis, resulta, como cabe esperar, que es importante tener una fuente con longitud de onda central lo suficientemente baja y ancho FWHM lo suficientemente alto, dentro de las exigencias de las fuentes típicas, para obtener una resolución adecuada. Además lo que hay que tener en cuenta a la hora de modelar la muestra es que los espesores de las capas de los tejidos analizados sean mayores que el valor de la resolución teórica, pues en caso contrario no se obtiene ninguna imagen, y los interferogramas que salen son erróneos como se ha visto en las figuras correspondientes a cada caso en los análisis anteriores.

3.5. Respuestas OCT con distintas muestras

Para encontrar las limitaciones que puede presentar nuestro programa, variamos los parámetros a la hora de modelar la muestra, concretamente el espesor de las capas. En este caso suponemos una longitud de onda central $\lambda_0 = 800$ nm y anchura espectral $\Delta\lambda_{FWHM} = 50$ nm, por lo que la resolución axial teórica es: 6 μm . Pues lo que vamos a hacer es variar el número de las muestras, el espesor máximo de la muestra y con ello el espesor de cada capa:

3.5.1. Distintos números de capas

3.5.1.1. Numero de capas = 3

➤ Espesor total = 10 μm :

El espesor total de la muestra en este caso es de 10 μm , para ello se dividen las capas como sigue:

Tabla 3.3: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	3 μm	1.3
Capa 2	3 μm	1.5
Capa 3	4 μm	1.8

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

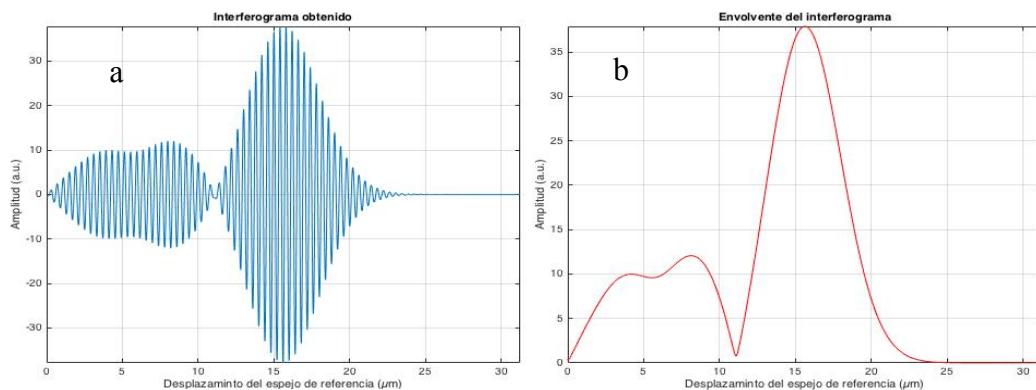


Figura 3.21: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ Espesor total = 50 μm :

El espesor máximo de la muestra es de 50 μm dividido en las 3 capas como sigue:

Tabla 3.4: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	15 μm	1.3
Capa 2	15 μm	1.5
Capa 3	20 μm	1.8

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

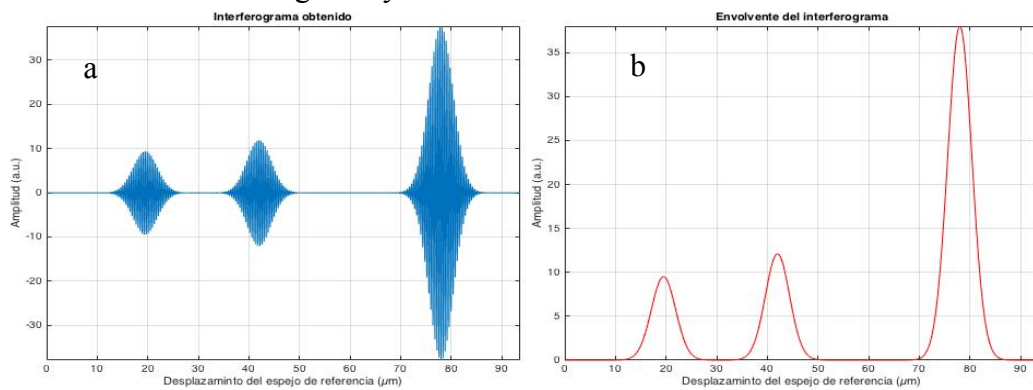


Figura 3.22: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ Espesor total = 200 μm :

El espesor máximo de la muestra es de 50 μm dividido en las 3 capas como sigue:

Tabla 3.5: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	65 μm	1.3
Capa 2	65 μm	1.5
Capa 3	70 μm	1.8

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

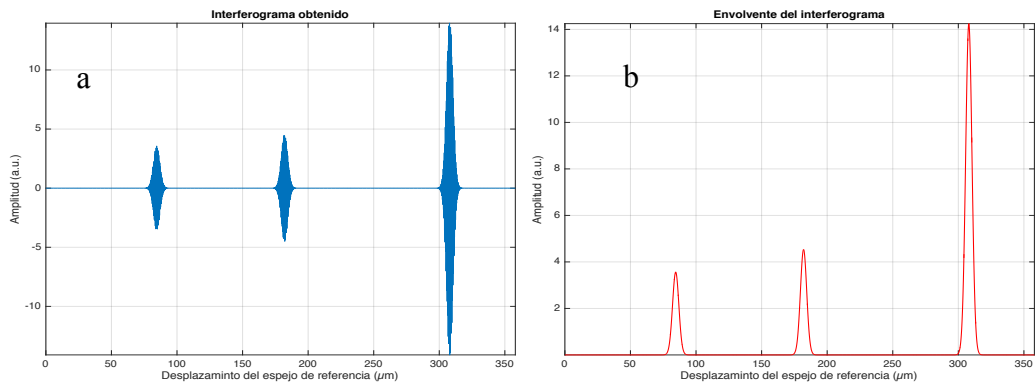


Figura 3.23: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

3.5.1.2. Numero de capas = 5:

➤ Espesor total = 10 μm:

En este caso el espesor total de las 5 capas es de 10 μm. Se reparten los espesores de las capas como sigue

Tabla 3.6: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	2 μm	1.3
Capa 2	2 μm	1.5
Capa 3	2 μm	1.8
Capa 4	2 μm	1.5
Capa 5	2 μm	1.3

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

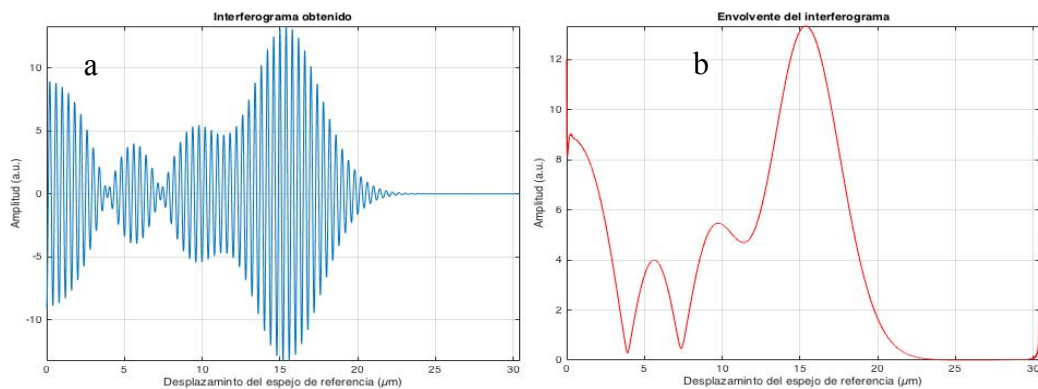


Figura 3.24: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ **Espesor total = 100 μm :**

En el caso corriente el espesor máximo de las 5 capas es de 100 μm . El espesor de cada una queda como sigue:

Tabla 3.7: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	20 μm	1.3
Capa 2	20 μm	1.5
Capa 3	20 μm	1.8
Capa 4	20 μm	1.5
Capa 5	20 μm	1.3

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

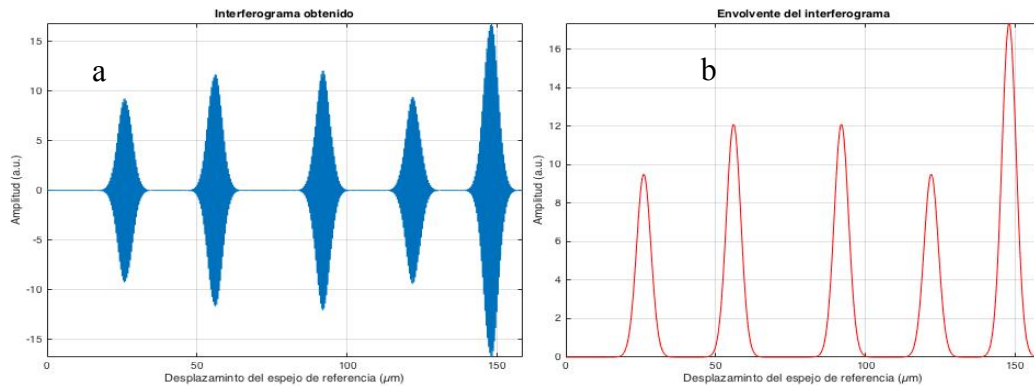


Figura 3.25: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ **Espesor total = 500 μm :**

El espesor total de las 5 capas en este caso es de 500 μm . Se reparte como:

Tabla 3.8: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	100 μm	1.3
Capa 2	100 μm	1.5
Capa 3	100 μm	1.8
Capa 4	100 μm	1.5
Capa 5	100 μm	1.3

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

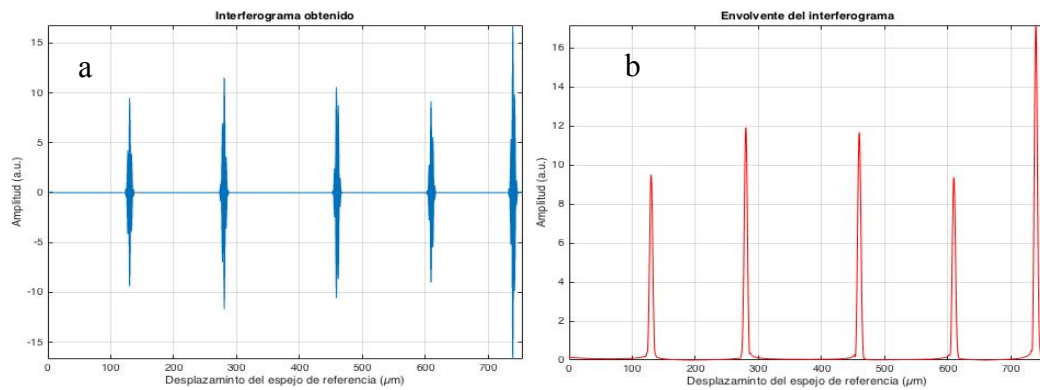


Figura 3.26: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

3.5.1.3. Numero de capas = 10:

➤ Espesor total = 10 μm :

El espesor máximo de las 10 capas es de 10 μm , lo cual se reparte como sigue:

Tabla 3.9: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	1 μm	1.3
Capa 2	1 μm	1.5
Capa 3	1 μm	1.8
Capa 4	1 μm	1.5
Capa 5	1 μm	1.3
Capa 6	1 μm	1.4
Capa 7	1 μm	1.6
Capa 8	1 μm	1.9
Capa 9	1 μm	1.7
Capa 10	1 μm	1.2

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

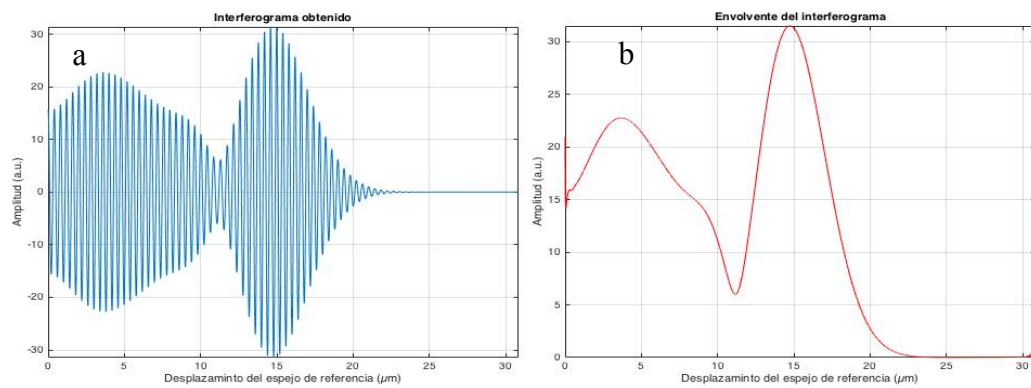


Figura 3.27: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ **Espesor total = 100 μm :**

El espesor máximo de las 10 capas es de 100 μm , resultando los espesores de cada capa como:

Tabla 3.10: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	10 μm	1.3
Capa 2	10 μm	1.5
Capa 3	10 μm	1.8
Capa 4	10 μm	1.5
Capa 5	10 μm	1.3
Capa 6	10 μm	1.4
Capa 7	10 μm	1.6
Capa 8	10 μm	1.9
Capa 9	10 μm	1.7
Capa 10	10 μm	1.2

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

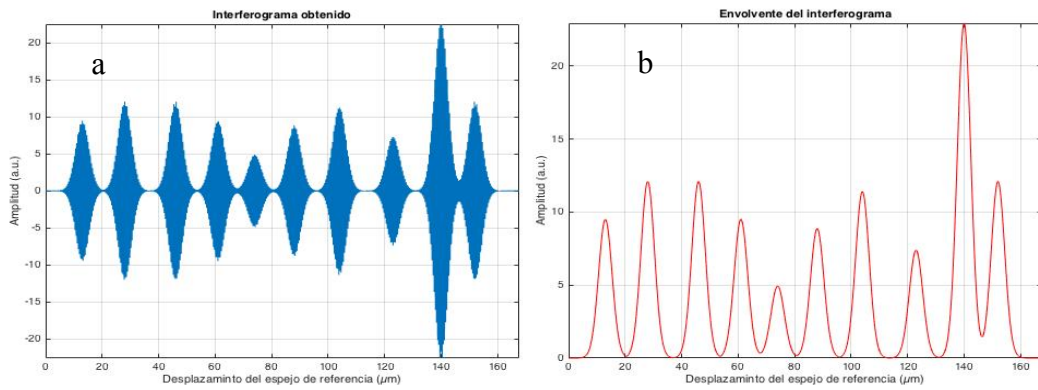


Figura 3.28: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ **Espesor total = 300 µm:**

El espesor máximo de las 10 capas es de 300 µm, resultando los espesores de cada capa como:

Tabla 3.11: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	30 µm	1.3
Capa 2	30 µm	1.5
Capa 3	30 µm	1.8
Capa 4	30 µm	1.5
Capa 5	30 µm	1.3
Capa 6	30 µm	1.4
Capa 7	30 µm	1.6
Capa 8	30 µm	1.9
Capa 9	30 µm	1.7
Capa 10	30 µm	1.2

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

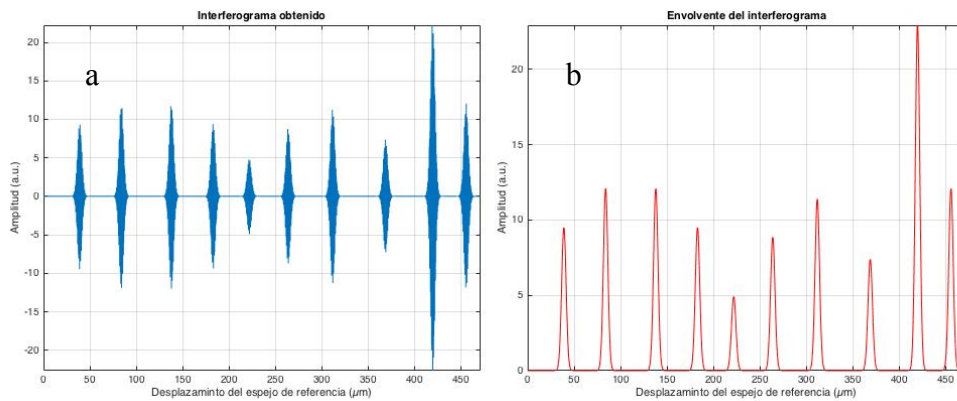


Figura 3.29: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

➤ **Espesor total = 1 mm:**

El espesor máximo de las 10 capas es de 1 mm, resultando los espesores de cada capa como:

Tabla 3.12: Numero de capas con su respectivo espesor e índice de refracción.

Capas	Espesor z	Índice de refracción n
Capa 1	100 μm	1.3
Capa 2	100 μm	1.5
Capa 3	100 μm	1.8
Capa 4	100 μm	1.5
Capa 5	100 μm	1.3
Capa 6	100 μm	1.4
Capa 7	100 μm	1.6
Capa 8	100 μm	1.9
Capa 9	100 μm	1.7
Capa 10	100 μm	1.2

Obtenemos el interferograma y la envolvente:

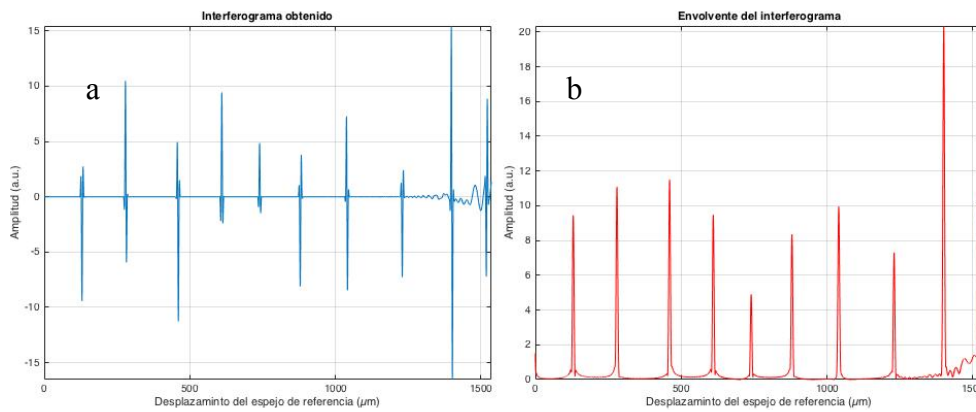


Figura 3.30: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolvente del interferograma.

De los resultados obtenidos, podemos ver observar que hay dos limitaciones fundamentales en los resultados de nuestro software en cuanto a espesores de las capas:

- El espesor mínimo que debe tener una capa, como ya ha sido indicado, tiene que ser igual al valor de la resolución axial teórica.
- El espesor máximo depende del muestreo, o sea el número de puntos de muestreo que asignamos a los vectores, que tiene que ser suficiente para obtener datos de todos los puntos y por tanto resultar un interferograma adecuado.
- El espesor total de la muestra a analizar determina el máximo desplazamiento del espejo de referencia y por lo tanto el retardo máximo que debe modificarse en dicho brazo. En el caso de una muestra uniforme de índice de refracción 1,5 y espesor total de 100 μm , el desplazamiento máximo del espejo de referencia de $x = n \cdot z = 1,5 \cdot 100 = 150 \mu\text{m}$ lo que corresponde a un retardo máximo de: $t = \frac{2 \cdot x}{c} = \frac{2 \cdot 150 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot 10^8} = 1 \text{ ps}$.

3.6. Variaciones del índice de refracción

El índice de refracción es un parámetro característico muy importante en la muestra. Esto nos lleva a analizar la sensibilidad de cambio de índice de refracción en nuestro sistema. Esto nos conduce a obtener el valor mínimo del incremento del índices de refracción para el cual se obtiene señal de interferencia y por lo tanto un interferograma e imagen adecuados.

Cogemos como parámetros de fuente una longitud de onda de trabajo central de 800 nm , y un ancho a mitad de máximo de 50 nm . Con ello probaremos incrementos de $\Delta n = 0,1 ; 0,01 ; 0,005 ; 0,001$. Para todos los casos suponemos las capas: Capa 1 = $20 \text{ }\mu\text{m}$. Capa 2 = $35 \text{ }\mu\text{m}$. Capa 3 = $28 \text{ }\mu\text{m}$.

3.6.1. Muestras con capas de $\Delta n = 0.1$

En este caso el incremento es de $0,1$ y los índices de refracción correspondientes a las capas son: $n_1 = 1,3 ; n_2 = 1,4 ; n_3 = 1,5$

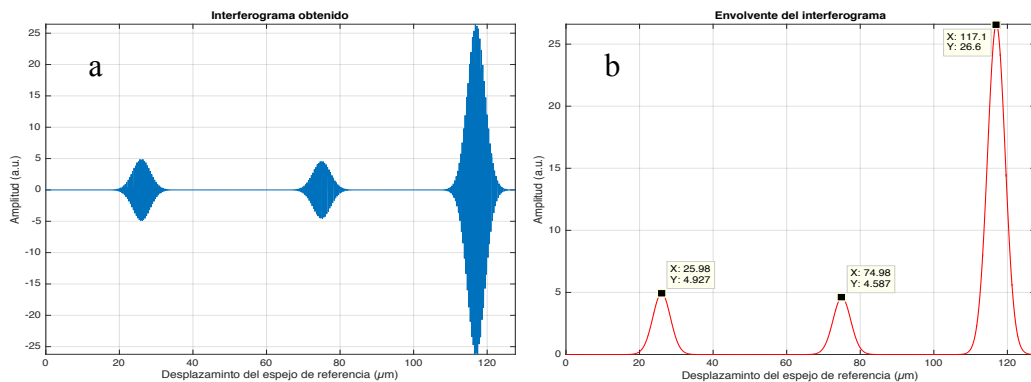


Figura 3.31: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

3.6.2. Muestras con capas de $\Delta n = 0.01$

En este caso el incremento es de $0,01$ y los índices de refracción correspondientes a las capas son: $n_1 = 1,3 ; n_2 = 1,31 ; n_3 = 1,32$

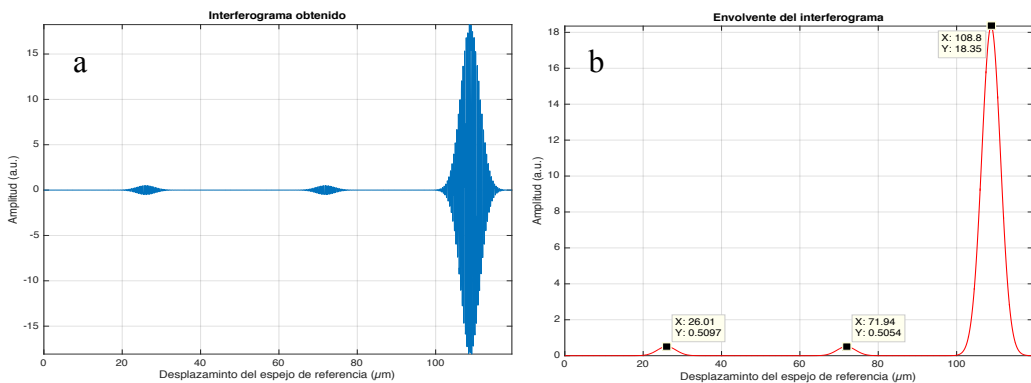


Figura 3.32: (a) Interferograma obtenido. (b) Envolverte del interferograma.

3.6.3. Muestras con capas de $\Delta n = 0.005$

En este caso el incremento es de 0,05 y los índices de refracción correspondientes a las capas son: $n_1 = 1,305$; $n_2 = 1,31$; $n_3 = 1,31$

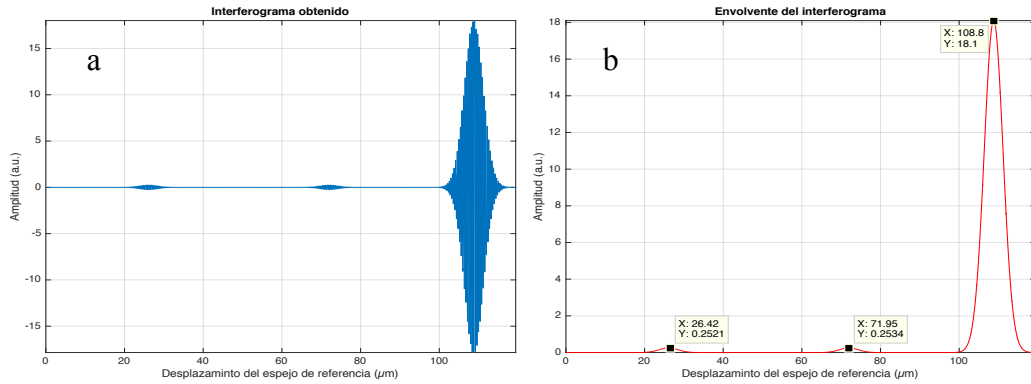


Figura 3.33: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

3.6.4. Muestras con capas de $\Delta n = 0.001$

En este caso el incremento es de 0,001 y los índices de refracción correspondientes a las capas son: $n_1 = 1,301$; $n_2 = 1,302$; $n_3 = 1,303$

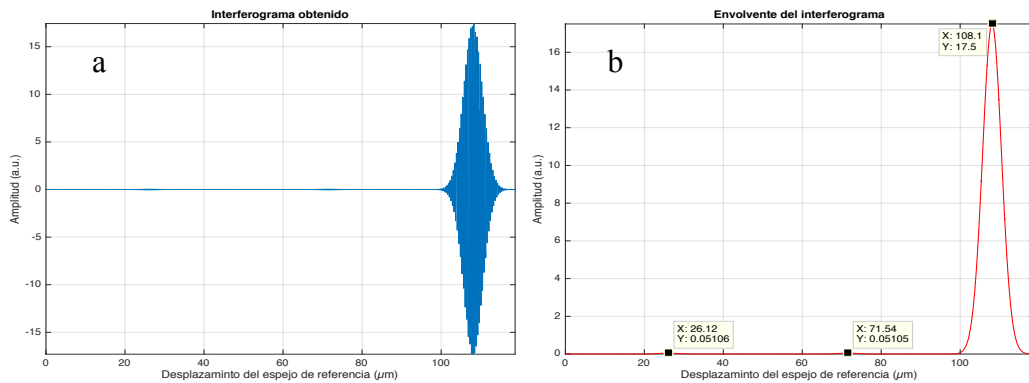


Figura 3.34: (a) Interferograma obtenido. (b) Envoltente del interferograma.

Se puede observar en los resultados obtenidos, que para incrementos de índice de refracción de 0.1, nuestro sistema funciona correctamente. Sin embargo, empieza a deteriorarse para incrementos de 0.01, llegando a amplitudes de interferograma relativamente bajas que no pueden detectarse con un fotodetector real. Con valores de $\Delta n = 0,005$, la envoltente del interferograma podría detectarse correctamente mediante un detector con SNR superior a 18,57dB.

4. Soluciones comerciales

4.1. Equipos comerciales

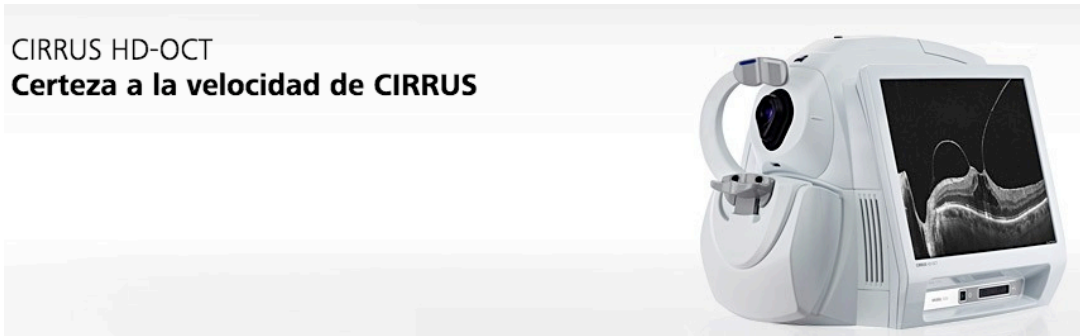
Hoy en día existe una gran variedad de equipos OCT, provenientes de diferentes fabricantes. El más grande es la empresa Carl Zeiss que es la pionera en estos sistemas y la que lleva más tiempo produciéndolos. Además de empresas como Optovue –con los modelos Avanti, iVue y Angiovue–, Heilderberg y Topcon. En este apartado citamos algunos de los productos más comercializados.

4.1.1. Carl Zeiss

➤ CIRRUS HD-OCT 5000 y 500

CIRRUS HD-OCT

Certeza a la velocidad de CIRRUS



Estos son los últimos modelos fabricados por Zeiss. El modelo 5000 cuenta con las tecnologías más avanzadas para las aplicaciones clínicas más complicadas, además está dotado de la tecnología FastTrac que permite el seguimiento retiniano, sin embargo el 500 es más fácil de utilizar y es destinado a aplicaciones más sencillas tales que la gestión de glaucomas y enfermedades de la retina. Son considerados según la empresa, los primeros OCT para la retina con captura de la cámara anterior. Estos modelos son muy parecidos en cuanto a componentes con la diferencia de la tecnología FastTrac y algunas otras características. Tienen dos funciones, la captura de imágenes OCT en la que emplean como fuente de luz un SLD con longitud central de 840 nm y anchura espectral de 65 nm, por lo que prevén conseguir una longitud axial de 5 μm y lateral de 15 μm , profundidad de penetración de 2mm y una velocidad de escaneo de entre 27000 y 68000 A-scan por segundo. Su segunda opción es la captura del fondo del ojo, para ello el modelo 5000 utiliza una fuente SLD cuya longitud de onda de trabajo es 750 nm con la que se consigue una resolución transversal de 25 μm y el 500 emplea una fuente de luz con longitud de onda de 840nm y que proporciona una resolución transversal de 45 μm . En cuanto a la captura

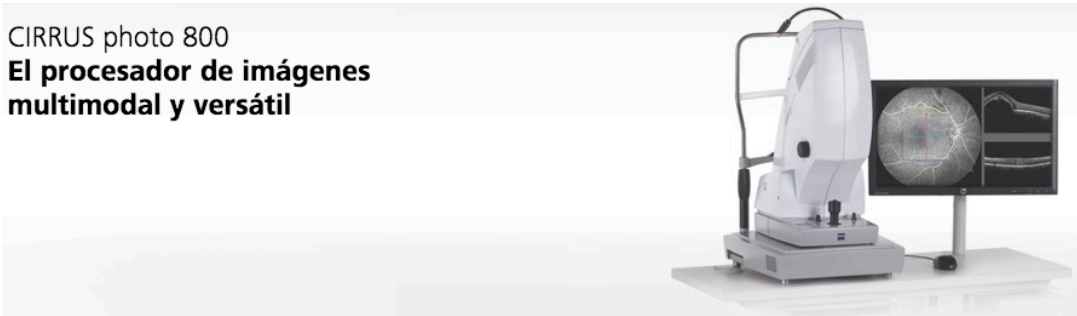
de las imágenes de la cámara anterior, este modelo cuenta con una cámara CCD que proporciona una resolución de 1280x1024. Es un modelo bastante compacto, con medidas de 65x46x53 y un peso de aproximadamente 36 kg. Cuenta con un ordenador con procesador i7 y una pantalla plana de 19”.

El precio del modelo 5000 ronda los: 100.000,00 €. Sin embargo el 500 tiene un coste de aproximadamente: 90.750,00 €.

➤ CIRRUS photo 800

CIRRUS photo 800

El procesador de imágenes multimodal y versátil



Este modelo combina la tecnología de CIRRUS OCT con angiografía. La particularidad de este modelo es que emplea un procesador de imágenes multimodal con autofluorescencia del fondo del ojo.

Para la parte OCT, este modelo consta de una fuente de luz SLD con longitud de onda de trabajo de 840 nm con ancho espectral de 65 nm, lo que nos permite obtener 5µm de resolución axial y una transversal de 15 µm con una velocidad de escaneo de 27000 A-scan por segundo además de una profundidad de penetración del orden de 2 mm. Para la captura del fondo de ojo, consta de una cámara CCD, varios filtros y una parte de angiografía con autofluorescencia.

El coste de este modelo es de aproximadamente: 110.000,00 €

4.1.2. Optovue

➤ Avanti



Este modelo es según la empresa que tiene la exclusividad de comercialización en España, IMEX, el único que utiliza OCT de campo amplio en el mercado. Tiene lo último en tecnología tal que Motion Correction que compensa los micromovimientos oculares en la captura, Vtrac que hace seguimiento en tiempo real... etc. Se utiliza básicamente para el análisis de la retina, de la cual se obtiene mapas en 3D en alta resolución además de mapas comparativos para el seguimiento de las fluctuaciones y cambios que sufre, de la córnea, del segmento anterior y en la detección de glaucomas. Tiene como fuente óptica un SLD cuya longitud de onda de trabajo es 840nm y anchura espectral 65 nm lo que nos garantiza una resolución axial de 5µm y transversal de 15 µm obteniendo con ello una profundidad de penetración de aproximadamente 3 mm. Este modelo tiene una velocidad de escaneo de 70000 A-scan por segundo además de beneficiar de un ordenador interno que goza de un procesador i7 para trabajar con toda comodidad con el software de tratamiento instalado.

Su precio se aproxima a los: 99.000 €

➤ iVue



Este es uno de los modelos más básicos gracias a su versatilidad y su fácil utilización. Permite analizar la retina, el nervio óptico y la córnea gracias a las diversas opciones que nos proporciona, tal que los mapas comparativos de progresión y cambio y el escaneo en cubo de gran densidad... etc. Trabaja con una fuente óptica de tipo SLD con longitud de onda de trabajo centrada en 840 nm, aunque puede trabajar igualmente en longitudes de onda cercanas a dicho valor, de hecho varía entre 830 y 850 nm. Tiene una anchura espectral de aproximadamente 62 μm lo que nos proporciona una resolución axial y transversal de 5 μm y 15 μm respectivamente. Tiene una velocidad de escaneo de 26000 A-scan por segundo y alcanza una profundidad de penetración de entre 2 y 2.3 mm. Este modelo no tiene ordenador integrado, sino que es conectado a un ordenador externo donde se ejecuta el software de análisis y se construyen las imágenes.

Su precio ronda los: 96.800 €

➤ Angiovue



Este modelo es uno de los modelos más sofisticados y avanzados del mercado. Combina la UHR-OCT en dominio espectral con Angiografía OCT sin contraste. La angiografía es un diagnóstico por imagen para el estudio de los vasos sanguíneos. Hasta ahora para hacer una angiografía se hacía mediante radiografía convencional introduciendo o inyectando un elemento radiopaco o de contraste que permite que el flujo sanguíneo retiniano sea visible. Gracias al desarrollo de este modelo, la angiografía se consigue mediante la técnica OCT y sin necesidad de introducción del elemento de contraste. La fuente óptica que opera en este modelo es un SLD con longitud de onda central de 840 nm con anchura espectral de 65 nm lo que nos proporciona una resolución axial de 5 µm con profundidad de penetración de hasta 3mm. Uno de sus puntos fuertes es gozar del algoritmo de decorrelación SSADA, que es una patente de la empresa Optovue, que permite la visualización automática funcional en menos de 3 segundos. La velocidad de escaneo que puede alcanzar este modelo es de 70000 A-scan por segundo. Este modelo tiene un ordenador con procesador potente que soporta una gran variedad de sistemas operativos para la soportar la gran cantidad de aplicaciones que tiene el software.

El precio real de este modelo es de: 120.000 €

5. Diseño de un sistema OCT

5.1. Software

El diseño de un sistema OCT consiste en un programa en el cual, se le pide al usuario elegir ciertos parámetros para luego devolver como resultado qué tipo de fuente se adecua mejor a la aplicación indicada. Para ello hemos creado un programa, en Matlab, en el cual se muestra una lista de tejidos a las que cada una le corresponde una longitud de onda de trabajo determinada. Cuando el usuario ejecuta el programa, sale un cuadro de dialogo con el listado de las muestras pidiendo que se introduzca el material elegido:

```
Material1 =  
Tejido de la retina: longitud de onda central: 820 nm  
  
Material2 =  
Tejido de la cornea: longitud de onda central: 1300 nm  
  
Material3 =  
Capa de líquido de combustible en un piston: longitud de onda central: 1550 nm  
  
Material4 =  
Pinturas sobre lienzo: longitud de onda centra: 850 nm  
  
Material5 =  
Tejido de organos gastrointestinales: longitud de onda central: 1310 nm  
  
Material6 =  
Tejido interior arteria coronaria: longitud de onda central: 1300 nm  
  
Material7 =  
Tejido piel de una rata:longitud de onda central: 1270 nm  
Elija el material que quiere analizar en la lista: Material 6|
```

Figura 5.1: Cuadro de diálogo que muestra la lista de materiales disponibles.

Una vez elegido el material, el usuario introduce un parámetro considerado el objetivo a conseguir y determinante para utilizar una fuente u otra. Este es la resolución axial.

El valor de la resolución axial que se pide introducir va acotado entre dos valores, ya que cada tejido tiene sus particularidades, y por lo tanto hace falta una resolución mínima determinada para poder obtener un resultado aceptable. Una vez introducido este valor, mediante aplicación de la fórmula (13) se halla el valor del ancho espectral necesario a partir del cual, con la longitud central ya conocida, se elige la fuente que más se adapta con el material analizado. Para la elección de la fuente, se mira a cuál de los valores del ancho espectral de la fuente se aproxima el valor teórico. Y con, un mensaje en la pantalla nos avisa qué fuente es mejor utilizar:

```

Introduzca un valor de la resolución que quiere obtener comprendido entre 8 y 12 µm: 9
Introduzca la profundidad máxima de la muestra comprendido entre 15 y 400 µm: 300

ans =

La anchura espectral teórica obtenida es: 82.860925

fuente =

Con lo indicado anteriormente, la fuente adecuada para el analisis de este material es
un SLD con longitud de onda central 1300.000000 nm, y ancho espectral FWHM 69.000000 nm

```

Figura 5.2: Cuadro de diálogo para la introducción de los datos y que muestra el resultado obtenido

Una vez elegida la fuente, y para obtener la anchura espectral teórica para la cual obtenemos la resolución axial requerida, se pueden utilizar filtros que hacen la adaptación.

A partir de este programa las variables obtenidas que son la longitud de onda central, la anchura espectral y la profundidad máxima, servirán de variables de entrada para el programa de simulación para el análisis de la muestra.

5.2. Ejemplos

Como ejemplos, vamos a ejecutar el programa y elegimos 3 muestras distintas y miramos que fuentes ópticas son necesarias para ello. Entre la lista de muestras de la Figura 5.1, elegimos los materiales: 1, 3 y 6.

➤ Muestra 1

Se trata del tejido de la retina, y como es una parte del ojo, pues este tiene poca opacidad y es altamente homogéneo, por lo que la longitud de onda a la que el análisis sería óptimo es: $\lambda_0 = 820$ nm.


```
Material1 =
```

```
Tejido de la retina: longitud de onda central: 820 nm
```

Elegimos un valor de la resolución axial de $15\ \mu\text{m}$ y una profundidad máxima de la muestra de $300\ \mu\text{m}$.

```
Introduzca un valor de la resolución que quiere obtener comprendido entre 13 y 17  $\mu\text{m}$ : 15  
Introduzca la profundidad máxima de la muestra comprendido entre 20 y 400  $\mu\text{m}$ : 300
```

Una vez introducidos los valores, el programa nos devuelve el valor de la anchura espectral teórica:

```
La anchura espectral teórica obtenida es: 19.780717
```

Al final el programa nos informa de la fuente adecuada para el análisis de la muestra elegida.

```
Con lo indicado anteriormente, la fuente adecuada para el analisis de este material es  
un SLD con longitud de onda central 820.000000 nm, y ancho espectral FWHM 20.000000 nm
```

Tal como nos indica, la fuente adecuada es un Led Superluminescente con longitud de onda central $\lambda_0 = 820\ \text{nm}$ y anchura espectral $20\ \text{nm}$.

Enlazando los dos programas creados, el de simulación y el de diseño, podemos obtener los resultados de simulación de la fuente y muestra elegidos.

La fuente SLD tiene una forma gaussiana centrada en $820\ \text{nm}$ y de ancho $20\ \text{nm}$

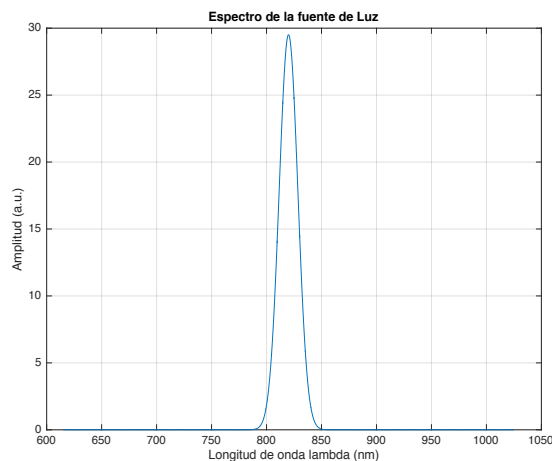


Figura 5.3: Representación gráfica de la fuente

La muestra elegida está compuesta por 4 capas con espesores de cada una de:

```

La profundidad máxima es: 300.000000 nm y el numero total máximo de capas es 11
donde cada capa debe tener un espesor mínimo de: 15.000000 μm
Introduzca el numero de capas M: 4
Capa 1: 30
Capa 2: 50
Capa 3: 100
Capa 4: 40
Índice de refracción n1: 1.2
Índice de refracción n2: 1.5
Índice de refracción n3: 1.8
Índice de refracción n4: 1.3

```

Figura 5.4: Captura del cuadro de diálogo del software de simulación

Obteniendo representaciones gráfica de la muestra en 2D y 3D

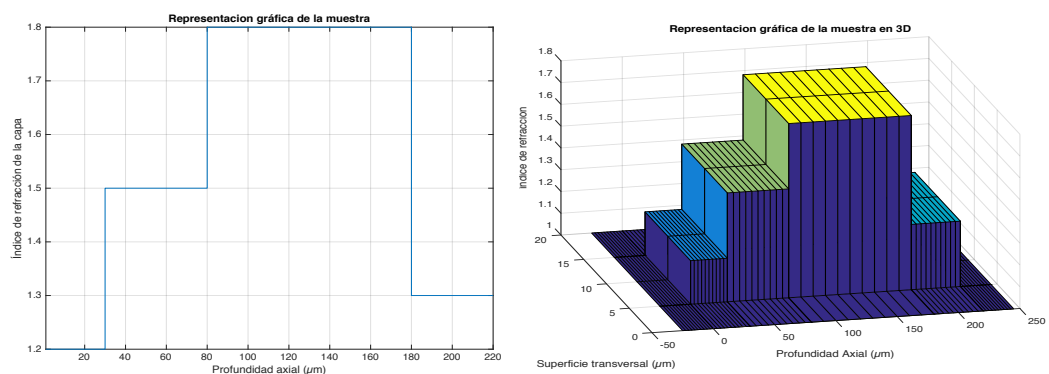


Figura 5.5: Representación gráfica 2D y 3D

Y por último obtenemos el interferograma y envoltente:

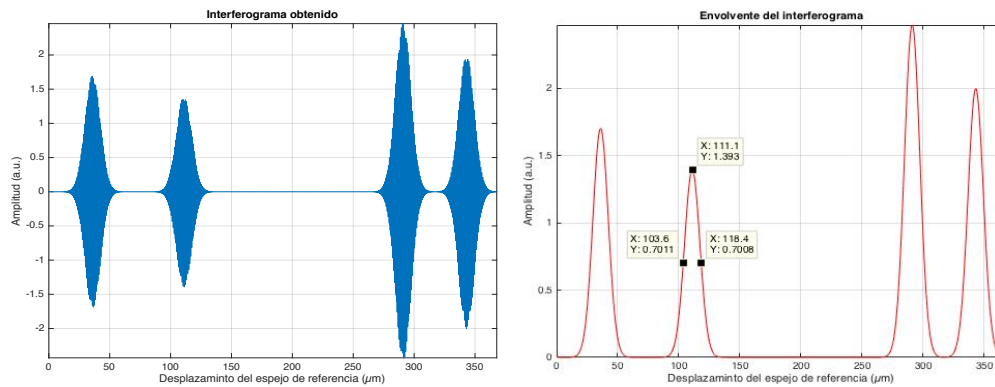


Figura 5.6: (a) Interferograma. (b) Envoltente

Observamos que obtenemos una resolución axial de 15 μm, exactamente la resolución que se esperaba y para la cual diseñamos el sistema, por lo que nuestros programas funcionan perfectamente.

Sólo citamos los resultados totales de este ejemplo ya que es el que se va a tener en cuenta para la realización del presupuesto.

➤ Muestra 2

Para el ejemplo 2, (el material 3 en el listado de muestras del programa) es un fluido de combustible que se genera en el pistón como resultado de la combustión.

```
Introduzca un valor de la resolución que quiere obtener comprendido entre 13 y 17 µm: 14
Introduzca la profundidad máxima de la muestra comprendido entre 20 y 200 µm: 200
```

Para estos datos la fuente que más se adecua es un SLD de longitud central $\lambda_0 = 1550$ nm y anchura espectral 70 nm.

```
Con lo indicado anteriormente, la fuente adecuada para el analisis de este material es
un SLD con longitud de onda central 1550.000000 nm, y ancho espectral FWHM 70.000000 nm
```

➤ Muestra 3

En el ejemplo 3, (material 6 en el programa) es el tejido de la pared de la arteria coronaria.

```
Material6 =
Tejido interior arteria coronaria: longitud de onda central: 1300 nm
```

En este caso introducimos una resolución y la profundidad máxima

```
Introduzca un valor de la resolución que quiere obtener comprendido entre 8 y 12 µm: 10
Introduzca la profundidad máxima de la muestra comprendido entre 15 y 400 µm: 300
```

Resultando la fuente adecuada un SLD con longitud de onda de trabajo 1300 nm y anchura espectral 72 nm

```
Con lo indicado anteriormente, la fuente adecuada para el analisis de este material es
un SLD con longitud de onda central 1300.000000 nm, y ancho espectral FWHM 72.000000 nm
```

5.3. Presupuesto

A raíz del diseño que hemos realizado, cabe estudiar la posibilidad de montar y realizar un sistema OCT completo, desde la fuente hasta el sistema de detección. Para realizar el presupuesto del diseño, cogeremos como diseño el ejemplo 1.

Los componentes necesarios para

- **Fuente:** SLD con $\lambda_0 = 820$ nm con $\Delta\lambda_{FWHM} = 20$ nm
- **Interferómetro:** Michelson + colimadores + Lentes ópticas
- **Sistema de adquisición de datos:** Detector óptico + Conversor I/V + Amplificador + Conversor A-D + Ordenador para el software.
- **Mesa de montaje**

Tabla 5.1: Tabla de presupuesto para un montaje experimental

Componente	Modelo	Coste
FUENTE SLD	SLD830S-A20 fabricado por Thorlabs	1.755,00 €
MESA DE MONTA		
Estructura y marco	SDA90120	2.295,00 €
Tablero de circuitos	B90120AN fabricado por Thorlabs	2.595,18 €
Mecanismo de bloqueo	PSY140 fabricado por Thorlabs	112,50 €
Elevadores de marco	PSY170 fabricado por Thorlabs	135,00 €
Estantes	PSY151 fabricado por Thorlabs	427,50 €
	PSY192 fabricado por Thorlabs	168,30 €
	PSY321 fabricado por Thorlabs	185,4 €
	PSY180 fabricado por Thorlabs	45,00 €
	PSY351 fabricado por Thorlabs	166,50 €
	PSY313 fabricado por Thorlabs	210,60 €
	PSY361 fabricado por Thorlabs	112,50 €
Plataforma para muestra	PSY251 fabricado por Thorlabs	76,50 €
Soporte Monitor	PSY121 fabricado por Thorlabs	135,00 €
Soporte teclado	PSY132 fabricado por Thorlabs	359,10 €
Bandejas almacenamiento	PSY156/S fabricado por Thorlabs	296,10 €
	PSY220 fabricado por Thorlabs	198,00 €
Org. de herramientas	PSY157 fabricado por Thorlabs	80,91 €
Paneles de luz LED	PSY240 fabricado por Thorlabs	85,50 €
Tomas de alimentación	HDPS12-EU fabricado por Thorlabs	64,51 €
INTERFERÓMETRO	INT-MSI-XXX fabricado por Thorlabs	2.079,00 €
SISTEMA DE ADQUISICIÓN	PDB440C fabricado por Thorlabs	1.314,00 €
	Ordenador i7 con Windows 10 fabricado por Phoenix	1.309,00 €
	Monitor 28" 4K fabricado por Samsung	509,00 €
	Teclado + Ratón fabricado por Logitech	80,00 €
	Software	7.000,00 €
TOTAL		21.715,10 € + (21% IVA) = 26.275,27

5.4. Comparativa

Hecho el presupuesto y vistas las opciones comerciales que tenemos, la diferencia del nuestro y el modelo más barato es muy grande, por lo que a priori optaríamos por nuestro montaje que nos cuesta alrededor de 4 veces más barato. Sin embargo, y aunque nuestro montaje nos ofrece la función básica que es la obtención de imágenes tomográficas de los tejidos biológicos internos, los diseños que ofrecen los grandes fabricantes, como es Carl Zeiss y Optovue, ofrecen muchas más opciones y mejor tecnología. El rango de posibilidades de análisis que nos ofrecen es inmenso, desde imágenes de complejas de la retina y la córnea hasta detección de glaucomas, además del diseño compacto y práctico.

Con esto concluimos que para un experimento sencillo y básico para el estudio del funcionamiento y fundamentos del sistema OCT, como puede ser en un laboratorio de una universidad, pues nuestro diseño es el más adaptado, ya que permite al estudiante visualizar paso a paso el funcionamiento, además de la posibilidad de modificar parámetros físicos con más facilidad. Sin embargo, para un uso puramente médico, la mejor opción es la comercial.

6. Conclusiones y líneas futuras

6.1. Conclusiones

En la elaboración de este trabajo se han analizado los aspectos siguientes:

- Descripción de los fundamentos de funcionamiento de un sistema TD-OCT basado en interferometría de baja coherencia (LCI), los parámetros característicos más importantes y sus componentes más decisivos. Así mismo se han citado algunos ejemplos en imágenes de muestras analizadas.
- Se ha desarrollado un software de simulación con el cual se puede modelar y representar una muestra, además de obtener el interferograma y su envolvente, junto con sus características tal como resolución axial, etc.
- Así mismo se ha desarrollado un software de diseño que permite al usuario introducir los objetivos para así indicar el tipo de fuente óptica más adecuado. Enlazando los dos software el usuario puede tanto diseñar el sistema como simular para comprobar los resultados.
- Después de citar las opciones de mercado de sistemas OCT comerciales más importante, y a raíz del diseño hecho, un presupuesto es propuesto para posible implementación experimental. Una comparativa fue realizada para ver cuál de las opciones sería mejor en cuanto a coste y aplicación.

A partir del estudio teórico y una serie de ejemplos y comprobaciones podemos retener lo siguiente:

- OCT es una de las técnicas de imagen más utilizada hoy en día para el análisis de la estructura interna de una muestra determinada.
- Para un sistema OCT los parámetros más importantes son: la resolución axial, la resolución transversal y la profundidad de penetración dentro del material a analizar.
- La elección de la fuente es muy importante ya que es el componente decisivo en cuanto a la resolución axial y la profundidad de penetración.
- Tanto el software de simulación como el de diseño han dado resultados correctos, con algunas limitaciones en cuanto al cálculo y al muestreo.

6.2. Líneas futuras

Técnicamente, existen varias líneas futuras que completarían y mejorarían el trabajo realizado en un plazo temporal más largo. Entre ellas destacamos las siguientes:

- Programación de otras técnicas OCT para su comparación en cuanto al funcionamiento según los tipos de muestras y fuentes ópticas.
- Incorporación de barridos 3D a lo largo de la muestra para la posterior reconstrucción de imágenes 3D.
- Localización de eventos con posición absoluta para identificación de tumores en tejidos biológicos, etc.
- Sustitución del desplazamiento mecánico del espejo de referencia en el brazo de referencia por otros sistemas avanzados más robustos, por ejemplo basados técnicas fotónicas de procesado de señales de radiofrecuencia, que consisten en modificar la fase de la señal RF empleando componentes ópticos dispersivos.

Con la experiencia adquirida y lo aprendido durante la elaboración de este trabajo, hacer prácticas en empresa sería la mejor opción para aplicar los conocimientos adquiridos de una parte, y por otra parte, ampliarlos para un futuro laboral en esta dirección una vez finalizados los estudios, o la posible introducción en el mundo de la investigación.

En el marco de un curso de iniciación a la empresa impartido por la Cátedra de Cultura Directiva y Empresarial de la UPV –al cual asisto– se pudo hacer una visita a la empresa, que comercializa –con cierta exclusividad– una gran variedad de productos médicos, entre los cuales los oftálmicos son principales. Entre la amplia gama de productos que comercializa dicha empresa, dispositivos OCT comerciales fueron presentados, probados y analizados, lo que permitió tener una visión más práctica y tocar de ante mano un dispositivo cuyos conceptos teóricos habían sido estudiados para la elaboración de este trabajo. Esto permitió tener la motivación y las ganas de seguir en esta dirección, sobre todo visto el aspecto humano del proyecto y el plus que podría aportar a la sociedad. A raíz de la visita anteriormente citada, esta sitúa la empresa en cuestión como opción para hacer las prácticas, por lo que contactos han sido iniciados para encontrar posibilidad de interés y para un posible convenio con la universidad.

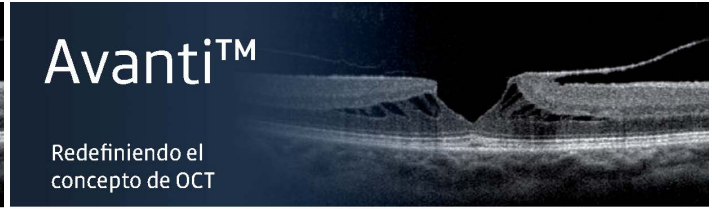
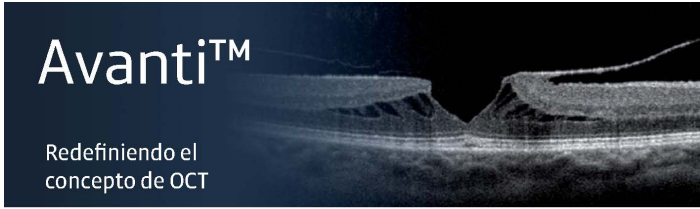
7. Bibliografía

- [1] James Fujimoto and Eric Swanson “The Development, Commercialization, and Impact of Optical Coherence Tomography” *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 57:OCT1–OCT13. DOI:10.1167/ iovs.16-19963 / (2016)
- [2] Eric Swanson “OCTNews. Optical Coherence Tomography News”. <http://www.octnews.org/articles/1027616/ophthalmic-optical-coherence-tomography-market-pas/> (2009)
- [3] <http://iovs.arvojournals.org> “Foreword: 25 Years of Optical Coherence Tomography” Volume 57, Issue 9, (2016)
- [4] “Handbook of Biomedical Optics. Chapter 13: Optical Coherence Tomography: Introduction and Theory” Yu Chen, Evgenia B., Constantinos P., J. G. Fujimoto.
- [5] A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger, and T. Lasser, "Optical coherence tomography: principles and applications", *Rep. Prog. Phys.*, 66 (2), pp. 239-303 (2003)
- [7] Departamento de Bioquímica y Biología Molecular, Campus Universitario de Rabanales “Espectrofotometría”
- [8] <http://www.clinicavalle.com/salud-visual/efectos-radiacion-solar.html> “Efectos de la radiación solar”
- [9] Juan Manuel Roldan Arjona “Efectos de la radiación sobre el organismo”
- [10] Tony H. Ko, Desmond C. Adler, and James G. Fujimoto “Ultrahigh resolution optical coherence tomography imaging with a broadband superluminescent diode light source”, *OPTICS EXPRESS* 2119, Vol. 12, No. 10 (2004)
- [11] Andrew M. Kowalevich, Tony Ko, Ingmar Hartl, and James G. Fujimoto “Ultrahigh resolution optical coherence tomography using a superluminescent light source”, *OPTICS EXPRESS* 353, Vol. 10, No. 7 (2002)
- [12] W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kärtner, C. Pitris, S. A. Boppart, X. D. Li, E. P. Ippen, and J. G. Fujimoto “In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography”, *OPTICS LETTERS*, Vol. 24, No. 17 (1999)
- [12] http://www.dmpotonics.com/TiSapphire_prices/fs%20TiSapphire%20laser%20price.htm

- [14] ColinEberhardt (talk) (Uploads), Public Domain,
<https://en.wikipedia.org/w/index.php?curid=1211718>
- [15] Wolfgang Drexler, James G. Fujimoto “Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering Optical Coherence Tomography Technology and Applications” ISBN:978-3-540-77550-8, (2008)
- [15] Andrew M. Rollins and Joseph A. Izatt “Optimal interferometer designs for optical coherence tomography” OPTICS LETTERS, Vol. 24, No. 21, (1999)
- [6] P H Tomlins¹ and RK Wang² J. Phys. D “Theory, developments and applications of optical coherence tomography”: Appl. Phys. 38 2519–2535, (2005)
- [17] Relative Intensity Noise
https://www.rp-photonics.com/relative_intensity_noise.html
- [18] https://www.osapublishing.org/DirectPDFAccess/AA9037D4-CF37-FA12-3C65758DA3C6212E_315265/oe-23-8-10145.pdf?da=1&id=315265&seq=0&mobile=no

8. Anexo

➤ Fichas técnicas:

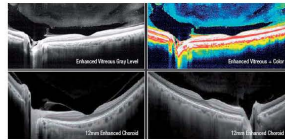


La única OCT SD En face de campo amplio de la industria.



Descripción

- OCT SD *En face* de campo amplio (12x9mm) única en la industria.
- Tecnología 2-Phase Noise Correction (mejor relación señal/ruido)
- Tecnología Motion Correction (compensa micromovimientos oculares en la captura).
- Tecnología Vtrac: Tracking en tiempo real
- DCI: captura de la coroides profunda.



Funcionalidades

Retina

- Campo Amplio (12x9mm) *En Face*: autodetección de las capas retinianas y coroides (hasta 3mm profundidad).
- Mapas comparativos para seguimiento de cambio en grosor foveal y volumen macular.
- Mapas 3D *En Face* de alta resolución hasta 3mm profundidad (altos miopes, longitudes axiales muy largas).
- Scan HD único mejorado de 12mm para vítreo/retina/coroides.

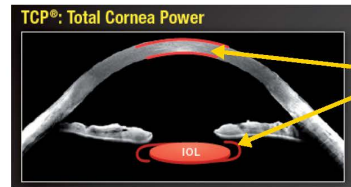


Glaucoma

- Análisis de capa de fibras y disco retiniano con Base de Datos Normalizada.
- Informe de capa de células ganglionares (inventado por OptoVue en 2007).
- Análisis estadístico comparativo de cambio y tendencias para capa de fibras, complejo ganglionar y disco óptico.
- Análisis estructural de alta resolución del disco óptico.
- Mapeado de campo amplio *En Face*: resultados de análisis RNFL y GCC para 12x9mm.

Córnea y segmento anterior

- Total Corneal Power: potencia refractiva total de la córnea. Para cálculo de IOL en córneas Post LASIK/PRK.
- Medida y visualización del ÁNGULO IRIDO-CORNEAL.
- Visualización córnea en 8 mm.
- MAPA GROSOR EPITELIAL: en los 6mm centrales con localización del punto más delgado.



Mejora los cálculos IOL tras la refracción, aumentando la confianza en los resultados quirúrgicos.

Your medical partner

T: 902 902 514 / +34 961 124 060 T: +351 707 502 000
 F: +34 902 506 033 F: +351 707 506 070
 www.imex.es www.imex.pt



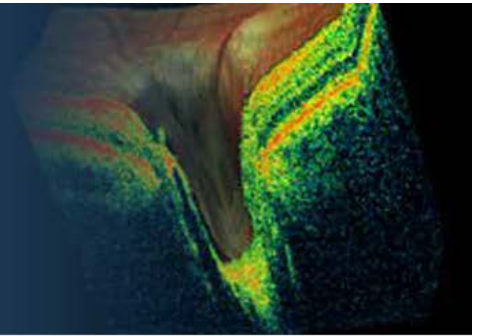
Your medical partner

T: 902 902 514 / +34 961 124 060 T: +351 707 502 000
 F: +34 902 506 033 F: +351 707 506 070
 www.imex.es www.imex.pt



iVue

La OCT compacta, versátil y de fácil manejo.

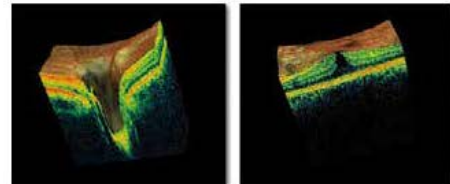


Retina, Nervio Óptico y Córnea/Segmento Anterior.

Descripción

- Visualización 3D EN FACE de retina y disco nervio óptico.
- Escaneo en cubo de alta densidad con más de 67 millones de puntos medidos.
- Mapa de espesor retiniano con base de datos normalizada en escaneo de 6x6 mm.
- Análisis comparativo de progresión y cambio.
- Análisis de Disco Nervio Óptico y Capa de Células Ganglionares (comparativa con base de datos normalizada y gráfico de progresión/cambio/seguimiento).
- Mapa paquimétrico de córnea y visualización y medida del ángulo iridocorneal.

optovue



Especificaciones técnicas

- Imagen OCT a 26.000 scan A por segundo
- Resolución en tejido de 5 micras (profundidad)
- Resolución transversal de 15 micras (retina)
- Rango de Barrido: de 2 a 2,3mm (retina)
- Longitud de onda: 840 nm
- Imagen EN FACE: 21°
- Diámetro de pupila mínimo: 2,5mm
- Imagen externa IR: 13x9 mm
- Distancia de trabajo: 22 mm/15mm

Accesorios

- Maletín de transporte con ruedas.
- Estativo para OCT intraoperatoria en quirófano.



Your medical partner

T. 902 901 514 / +34 961 124 060
F. +34 902 506 033
www.imex.es

T. +351 707 502 000
F. +351 707 500 070
www.imex.pt

IMEX

010-51

AngioVue™

Pioneros en Angiografía OCT sin contraste

AngioVue™

Pioneros en Angiografía OCT sin contraste

Una nueva forma de visualizar el flujo sanguíneo en los capilares



Descripción

AngioVue OCTA permite una nueva forma de visualizar el flujo sanguíneo en los capilares ayudando al especialista a identificar cambios en la microvascularización de la coroides asociados a degeneración macular asociada a la edad (forma húmeda).

La IMAGEN DUAL de AngioVue permite visualizar la estructura y funcionalidad en cada imagen escaneada.

La combinación de **5 patentes tecnológicas** únicas establecen a AngioVue como el pionero y referente en angiografía OCT:

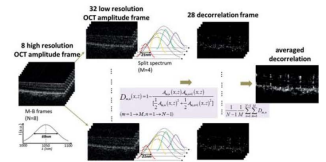
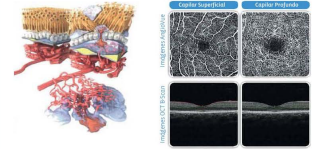
- OCT de dominio espectral.
- Visualización En Face 3D.
- Tecnología MCT (Motion Correction Technology).
- Algoritmo de videocomposición SSADA (Split Spectrum Amplitude Decorrelation).
- Procesamiento de vídeo en paralelo CUDA.

OPCIONES DE ACTUALIZACIÓN para la plataforma OCTAVANTI (consulte con su delegado de zona IMEX).



Características Técnicas

Tamaño de escaneado	3x3 mm para 6x6 mm y 8x8 mm en mácula. 3x3 mm y 4,5x4,5 mm para nervio óptico.
Resolución óptica (en tejido)	<5 micras
Profundidad escaneo-A	3 mm
Escaneo transversal	1.2 a 12 mm
Longitud de Onda	840nm
Tamaño de imagen AngioVue	304 x 304 pixels.



Algoritmo SSADA Videoprocado HD ultrarrápido

Your medical partner

T. 902 901 514 / +34 961 124 060 T. +351 707 502 000
 F. +34 902 506 033 F. +351 707 500 070
 www.imex.es www.imex.pt

Your medical partner

T. 902 901 514 / +34 961 124 060 T. +351 707 502 000
 F. +34 902 506 033 F. +351 707 500 070
 www.imex.es www.imex.pt



CIRRUS™ HD-OCT 5000 y 500
Especificaciones técnicas



CIRRUS™ HD-OCT Especificaciones técnicas

Captura de imágenes OCT	Modelo 5000	Modelo 500
Metodología	Dominio espectral OCT	Dominio espectral OCT
Fuente óptica	Diodo de superluminescencia (SLD), 840 nm	Diodo de superluminescencia (SLD), 840 nm
Velocidad de escaneado	27.000–68.000 escaneos A por segundo*	27.000–68.000 escaneos A por segundo*
Profundidad del escáner A	2,0 mm (en tejido), 1024 puntos	2,0 mm (en tejido), 1024 puntos
Resolución axial	5 µm (en tejido)	5 µm (en tejido)
Resolución trasversal	15 µm (en tejido)	15 µm (en tejido)
Captura de imágenes del fondo del ojo	Modelo 5000	Modelo 500
Metodología	Oftalmoscopio de escáner de líneas (LSO)	Live OCT Fundus™
Imágenes en directo del fondo del ojo	Durante la alineación y durante el examen OCT	Durante la alineación
Fuente óptica	Diodo de superluminescencia (SLD), 750 nm	Diodo de superluminescencia (SLD), 840 nm
Campo visual	36 grados An x 30 grados Al	36 grados An x 22 grados Al
Frecuencia de imagen	> 20 Hz	> 1,7 Hz
Resolución trasversal	25 µm (en tejido)	45 µm (en tejido)
Captura de imágenes del iris	Modelo 5000	Modelo 500
Metodología	Cámara CCD	Cámara CCD
Resolución	1280 x 1024	1280 x 1024
Imágenes en directo del iris	Durante la alineación	Durante la alineación
Eléctrico y físico	Modelo 5000	Modelo 500
Peso	80 lbs (36 kg)	76 lbs (34 kg)
Medidas del instrumento	26L x 18An x 21Al (pulg.) 65L x 46An x 53Al (cm)	26L x 18An x 21Al (pulg.) 65L x 46An x 53Al (cm)
Medidas de tabla	39L x 22An (pulg.) 99L x 56An (cm)	39L x 22An (pulg.) 99L x 56An (cm)
Fijación	Interna, externa	Interna, externa
Ajuste de enfoque de fijación interna	de -20D a +20D (dioptrías)	de -20D a +20D (dioptrías)
Valores eléctricos nominales (115V)	Una fase, sistemas 100–120V~ 50/60Hz, 5A	Una fase, sistemas 100–120V~ 50/60Hz, 5A
Valores eléctricos nominales (230V)	Una fase, sistemas 220–240V~ 50/60Hz, 2,5A	Una fase, sistemas 220–240V~ 50/60Hz, 2,5A
Ordenador interno	Modelo 5000	Modelo 500
Sistema operativo/procesador	Procesador Windows® 7, i7 Intel®	Procesador Windows® 7, i7 Intel®
Memoria	4 GB	4 GB
Disco duro/almacenamiento interno	≥ 750 GB > 80.000 escáneres	≥ 750 GB > 80.000 escáneres
Pantalla	Pantalla plana en color de 19" integrada	Pantalla plana en color de 19" integrada
Puertos USB	6 puertos	6 puertos

* El número de publicación de versión internacional: 00000-2962-544 - CZ-102013
 El uso de este documento requiere autorización expresa de Zeiss. El contenido de este folleto
 puede diferir del estado actual de homologación del producto en su país. Póngase en contacto con su representante local.



Carl Zeiss Meditec, Inc.
 5160 Hacienda Drive
 Dublin, CA 94568
 EE. UU.
www.meditec.zeiss.com/cirrus

Carl Zeiss Meditec AG
 Genschwitzter Strasse 51–52
 07745 Jena
 Alemania
www.meditec.zeiss.com/cirrus

* Todos los patrones de escáner existentes en la
 versión de software 6.5 realizan 27.000 escáneres
 A por segundo. La imagen del fondo del ojo ad-
 quirida con el modelo 500 se capturará a 68.000
 escáneres A por segundo.



CIRRUS photo
Certeza y versatilidad combinadas



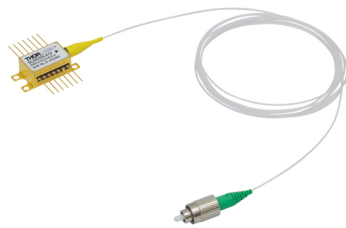
We make it visible.

Datos técnicos

Sistema principal	CIRRUS photo 600/800
Ángulo de campo	45° y 30°
Diámetro de la pupila	≥ 4,0 mm, ≥ 3,3 mm (30° modo pupila pequeña) ≥ 2,0 mm solo para escáneres OCT
Compensación de error refractivo	+35 D ... -35 D, continua
Distancia de trabajo	40 mm (ojo del paciente – lente frontal)
Puntos de fijación	Externo o interno Modo de atención y posición libre o secuencias programadas
Base de datos	Se guardan los datos del paciente e imágenes con ángulo de imagen, el tiempo FA, el reconocimiento de ODIOS y la fecha de visita
Monitor	23" TFT (1920 x 1200)
Mesa de instrumentos	Asimétrica, apropiada para sillas de ruedas
Accesorios	Impresora de red, estante deslizante de teclado, aislante de red Sistema FORUM EyeCare Data Management,
Cámara de fondo de ojo	
Modos de captura	Imágenes rojas, azules fundoscópicas con autofluorescencia, libres de rojos y a color, así como imágenes del segmento anterior Solo CIRRUS photo 800: + angiografía con fluoresceína y angiografía ICG
Filtros	Filtros para imágenes verdes, azules y fundoscópicas de fluorescencia, filtros de barrera UVR Solo CIRRUS photo 800: FA + ICGA: filtros barrera y excitador
Secuencia de disparo	Desde 1,5 hasta 1,5 segundos (dependiendo de la energía del flash)
Sensor de captura	CCD 5,0 megapíxeles
Lámpara flash xenón	16 niveles de flash (30 Ws) Solo CIRRUS photo 800: 24 niveles de flash (80 Ws)
OCT	
Tecnología	Dominio espectral OCT
Fuente óptica	Diodo de superluminiscencia (SLD), 840 nm
Velocidad de escaneado	27.000 escaneados A por segundo
Profundidad de escaneado A	2,0 mm (en tejido), 1.024 puntos
Resolución	Axial 5 µm (en tejido), transversal 15 µm (en tejido)
Ordenador	
Sistema operativo	Windows Embedded
Disco duro	Almacenamiento de más de 30.000 imágenes fundoscópicas con escáneres de datos en cubos OCT (tamaño actual: 320 GB)
Interfases	Puertos USB, de red, y DVI
Exportación/importación	Formatos de imagen: BMP, TIFF, JPEG, PNG Lista de pacientes, almacenamiento DICOM MWL, DICOM
Dimensiones	
Unidad principal	410 mm x 480 mm x 680 mm (An. 16,1 x P: 18,9 x H 26,8 pulgadas)
Peso (unidad principal)	33 kg (72,7 lbs)
Voltaje nominal	100 ... 240 V ± 10%
Frecuencia	50/60 Hz
Consumo de potencia	400 VA (sin tabla de instrumentos)

➤ Material utilizado para el montaje:

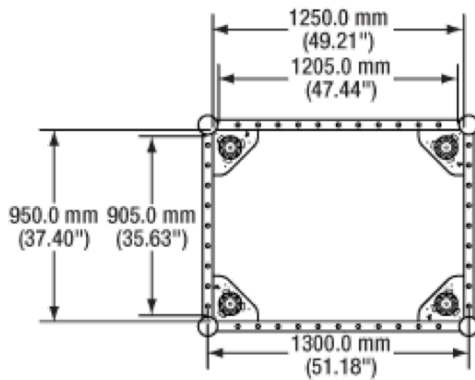
○ Fuente SLD:



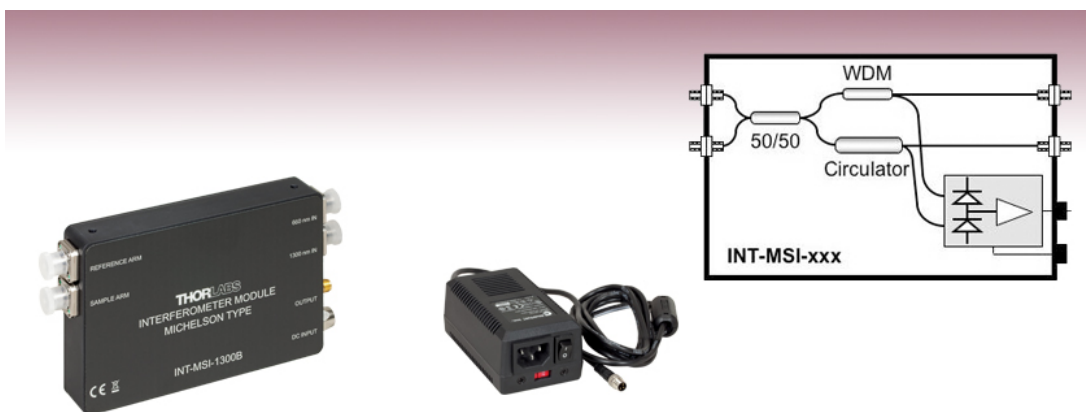
SLD830S-A10

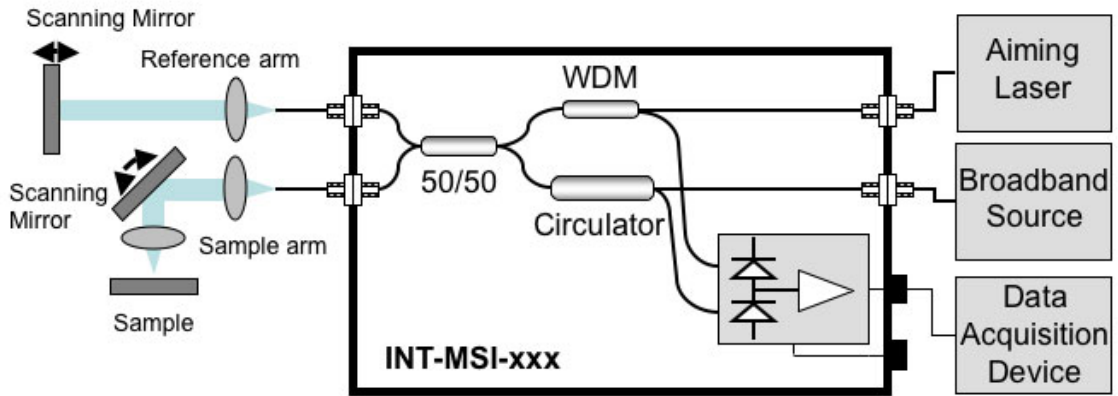
Item #	SLD830S-A20		
Parameter ^a	Min	Typical	Max
Operating Current	-	-	200 mA
Center Wavelength ^b	820 nm	830 nm	840 nm
ASE Power ^{c,d}	20 mW	22 mW	-
3 dB Optical Bandwidth ^c	17 nm	20 nm	-
20 dB Optical Bandwidth ^c	-	50 nm	-
RMS Gain Ripple ^c (Click for Plot)	-	0.03 dB	0.15 dB
Output Spectrum (Click to Enlarge)			
LIV Plot (Click to Enlarge)			
Fiber Type	780HP		

○ Mesa de montaje:



○ Interferómetro





Schematic of the INT-MSI-1300B in a Time Domain OCT Design

- Detector



Specifications ^a	
Item #	PDB440C
Wavelength Range	800 - 1700 nm
Detector Type	InGaAs/PIN
Typical Max Responsivity	1.0 A/W
Active Detector Diameter	0.3 mm
Bandwidth (3 dB)	DC – 15 MHz
Common Mode Rejection Ratio	>35 dB
Transimpedance Gain ^b	51×10^3 V/A
Optical Inputs	DC/PC or FC/APC (Removable)
Monitor Output Bandwidth	DC - 1 MHz