



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN
INGENIERÍA**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**OXIMETRÍA REMOTA VIA FIBRAS ÓPTICAS
PARA APLICACIÓN EN TELEMEDICINA**

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA

INGENIERÍA ELÉCTRICA – TELECOMUNICACIONES

P R E S E N T A :

MARÍA DEL CARMEN LÓPEZ BAUTISTA



TUTOR:
DR. SERGEI KHOTIAINTSEV

OCTUBRE 2010

JURADO ASIGNADO

Presidente:	Dra. Medina Gómez Lucia
Secretario:	Dr. Moctezuma Flores Miguel
Vocal:	Dr. Khotiaintsev Serguei
1er. Suplente:	Dr. García Garduño Víctor
2do. Suplente:	Dr. Francois Lacouture Juan Luis

Lugar donde se realizó la tesis:

México, D.F.

TUTOR DE TESIS:

DR. SERGUEI KHOTIAINTSEV

FIRMA

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios

Por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

A mis padres: Fermín y Guadalupe

Jamás existiría una forma de agradecerles una vida de lucha, sacrificios, esfuerzos constantes y desvelos. Porque a pesar de todo siempre han confiado en mí. Su apoyo y amor son lo único que me han permitido salir adelante. Les dedico este logro como una más de mis metas. Los amo mucho.

A mis hermanos: Fermín y Monserrat

Con mucho cariño por darme el ánimo y la alegría que me fortalecen para continuar.

A Edgar S. Mozo Ramos

Por su amor, apoyo y comprensión.

Al Dr. Serguei Khotiaintsev

Por su tiempo y dedicación constante en la dirección de este trabajo, compartiendo en todo momento sus conocimientos.

A la CEP (Coordinación de Estudios de Posgrado)

Por el apoyo brindado durante la realización de mis estudios.

*Bienaventurado el hombre que halla la sabiduría,
Y que obtiene la inteligencia;
Porque su ganancia es mejor que la ganancia de la plata,
Y sus frutos más que el oro fino.*

Proverbios 3:13-14

Índice

	Página
1. Introducción	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Metas	2
1.4 Metodología.....	3
2. La Telemedicina y la oximetría óptica: revisión del estado del arte	4
2.1 La Telemedicina y su importancia	4
2.2 Clasificación de los servicios de Telemedicina	8
2.2.1 Clasificación en el tiempo.....	8
2.2.2 Clasificación por tipo de servicio	9
2.2.3 Clasificación por especialidad médica	9
2.3 Tecnología existente en Telemedicina	10
2.4 Oximetría de pulso para medición no invasiva de la saturación de hemoglobina	14
2.5 Conclusiones.....	21
3. Instrumentos para la espectrometría óptica.....	22
3.1 Espectrofotometría UV-VIS e IR	25
3.1.1 Espectrofotometría UV-VIS	25
3.1.2 Espectrofotometría IR.....	28
3.2 Aplicaciones de la espectrofotometría UV-VIS e IR	31
3.3 Fibras ópticas para la oximetría remota.....	33
3.4 Fuentes de luz	36
3.5 Amplificadores ópticos.....	38
3.6 Conclusiones.....	41
4. Desarrollo de una propuesta de oximetría remota vía fibras ópticas	42
4.1 Consideraciones para la selección de intervalos espectrales para la oximetría remota	43
4.2 Instalación experimental y la metodología de estudio	45
4.2.1 Descripción de la instalación experimental y equipos de medición	45
4.2.2 Metodología de la caracterización experimental de diversos elementos del oxímetro	51
4.3 Conclusiones.....	52
5. Resultados	53
5.1 Pruebas de funcionamiento del espectrofotómetro Ocean Optics modelo PC1000-ISA	53

5.2 Caracterización de diferentes parámetros de la maqueta funcional del oxímetro	59
5.3 Conclusiones.....	74
6. Conclusiones Generales	75
Referencias.....	76

1

INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

La Telemedicina es un campo emergente donde la información electrónica y la comunicación tecnológica son parte fundamental para proveer ayuda a los cuidados de la salud. Esto es especialmente importante cuando la distancia separa a los pacientes de los hospitales o centros especializados donde se realizan los diagnósticos. Los beneficios que demuestran algunas de las experiencias en telemedicina son en salud, factores sociales y económicos [1].

Se distinguen entre distintas áreas y aplicaciones en el marco de la Telemedicina, la videoconferencia, especialidades médicas, educación a distancia, telecirugía, la robótica, la realidad virtual y la nanotecnología, varias de ellas se combinan para interactuar en múltiples procedimientos que se realizan en la actualidad [2].

La creciente capacidad de las tecnologías de comunicación ha desarrollado la consulta a distancia con video de alta calidad, ocasionando una revolución en la medicina. Hoy en día se trabaja en la realización de pruebas complementarias, con diferentes procedimientos quirúrgicos y un aumento del número de lugares remotos de transmisión.

El objetivo de transferir la tecnología para su uso en la educación médica y sus aplicaciones para el diagnóstico real es mejorar la atención de los pacientes, además, si los procedimientos fueran más rápidos propiciarían una reducción de los costos generales para el sistema de salud.

Por otro lado, las redes modernas de fibra óptica presentan oportunidades nuevas e interesantes. Esta nueva tecnología permite una gran variedad de usos, desde los contenidos interactivos y las compras desde casa hasta la telemedicina, el audio y video bajo demanda. En particular nos interesa la implementación de métodos ópticos para llevar a cabo estudios clínicos a distancia.

Las fibras ópticas utilizadas en telecomunicaciones operan a longitudes de onda alrededor de los 1300 nm y 1550 nm. Sin embargo, en las fuentes bibliográficas no hay datos sobre la utilización de la parte del espectro mencionado para los fines de oximetría. Por lo que sería interesante investigar la posibilidad de realizar la oximetría mediante fibras ópticas.

Por todo lo anterior, en el presente trabajo se prevé realizar investigaciones teóricas y el desarrollo experimental sobre la posibilidad de realizar la oximetría empleando fibra óptica a grandes distancias, para aplicaciones potenciales en Telemedicina.

1.2 Objetivos

Objetivo General

- Verificar la factibilidad de realizar la oximetría remota a través de fibra óptica.

Objetivos Particulares

- Analizar el estado del arte de la telemedicina y la oximetría óptica con la finalidad de identificar las oportunidades de mejoras a los equipos existentes, en particular encontrar las oportunidades para la realización de oximetría a distancia.
- Analizar la posibilidad de realizar la oximetría utilizando las fibras ópticas, fuentes y detectores ópticos en la banda infrarroja utilizada en los sistemas de telecomunicaciones.
- Realizar las pruebas experimentales de algunos elementos y subsistemas de un oxímetro óptico y determinar el efecto de diversos parámetros del diseño sobre su funcionamiento.

1.3 Metas

- Realizar las pruebas de funcionamiento de algunos espectrofotómetros comerciales para verificar la factibilidad de su utilización para los fines del presente proyecto.
- Determinar qué tipo de fibra óptica resulta más conveniente para realizar el oxímetro empleando un espectrofotómetro.
- Diseñar, realizar y probar un sistema de acoplamiento para el espectrofotómetro Ocean Optics con fibras ópticas, dado que este dispositivo no trabaja con fibra óptica.
- Diseñar un transductor en forma de un clip para el dedo o el lóbulo de la oreja para realizar la oximetría con el sistema presentado en este trabajo.
- Diseñar e implementar una maqueta funcional del oxímetro con fibras ópticas y probar su funcionamiento con fibras ópticas de diferente longitud.

1.4 Metodología

La metodología incluye tanto métodos teóricos como experimentales. En la parte teórica se utilizará la Ley de Beer-Lambert para el análisis de propagación de la luz en las muestras de sangre. En la parte experimental está prevista la fabricación de una maqueta funcional de un oxímetro óptico, y su caracterización utilizando diferentes métodos experimentales.

2

LA TELEMEDICINA Y LA OXIMETRÍA ÓPTICA: REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE

2.1 La Telemedicina y su importancia

Los procedimientos diagnósticos modernos y su sinergia con la tecnología en comunicaciones permiten cada vez más un diagnóstico temprano y un tratamiento más efectivo de las enfermedades. Ello implica nuevas interrogantes de tipo ético y económico especialmente en el área de la salud donde se están generando cambios en la relación médico paciente.

Se hace énfasis en la integración de los modelos de atención como la promoción, prevención, tratamiento y rehabilitación, para lo cual la telemedicina es una excelente herramienta pues cubre e integra múltiples campos del ejercicio de la salud y puede brindar herramientas para la planeación y optimización de los recursos disponibles, de manera que beneficie a la mayor parte de la población, incluyendo aquella con difícil acceso a los servicios [3].

La situación de la salud en el mundo ha mejorado de manera continua durante la última década. La mayor existencia de programas de salud pública y de servicios de salud, se ha logrado debido a la suma de cambios ambientales, socioculturales y tecnológicos e iniciativas de integración regional entre países mediante una integración virtual. Sin embargo, en algunos casos todavía existen deficiencias, debido a la distribución menos equitativa de los ingresos.

También es evidente que hay un número grande de personas de la tercera edad, factor que influye en la aparición de enfermedades crónicas y degenerativas que pueden llegar a generar altos costos en los sistemas de salud. Su tratamiento preventivo temprano es importante.

Es por ello muy importante, instaurar sistemas de telemedicina como un mecanismo de optimización de la inversión de los recursos existentes para la salud, de tal manera que llegue a un porcentaje mayor de la comunidad, sin que las condiciones topográficas sean una limitante. Además, investigar la existencia real de bases de datos actualizadas para fijar políticas de prevención, promoción y atención terapéutica en salud, canalizando de esta manera los recursos de manera más eficiente.

Para que todo esto se lleve a cabo es primordial realizar un estudio del estado de sus componentes principales como son: el sector salud, la infraestructura de comunicaciones, la disponibilidad tecnológica en equipos de telemedicina y principalmente, las necesidades y prioridades de la comunidad médica y de los pacientes en general.

En el sector salud, se presenta la necesidad de descentralizar los servicios de salud, ampliar la cobertura y mejorar la calidad de atención en favor de quienes no tienen acceso a dicha atención, ya sea por razones de lejanía de las zonas urbanas o por falta de personal y/o equipo médico acordes a su patología. Igualmente, el analizar la forma de evitar desplazamientos innecesarios a niveles de atención más altos por falta de elementos diagnósticos para prevención, detección temprana y tratamiento preventivo o correctivo en su sitio de origen.

Por otro lado, es necesaria la evaluación de las múltiples soluciones existentes en el área de las comunicaciones y su viabilidad tecnológica y de accesibilidad financiera. Enfocándose en el principio de maximizar el uso del canal de comunicación disponible, o dicho de otra manera, minimizar el ancho de banda utilizado (y por tanto el costo) para satisfacer la demanda existente, sin perjudicar la oportunidad de acceder a la comunicación médica especializada.

Literalmente Telemedicina significa “medicina a distancia”, pero existen varias definiciones de telemedicina dadas por organismos internacionales de telemedicina. Estas definiciones tienen un punto en común, y es la utilización de las telecomunicaciones para prestar servicios de atención sanitaria a los pacientes, cualquiera que sea el lugar en que se encuentren.

En este trabajo se adoptó la siguiente definición, por englobar la característica que más resalta de cada una de las definiciones dadas por los organismos de salud. *“La telemedicina es la práctica de la medicina y de sus actividades conexas, como la educación y la planeación de sistemas de salud, a distancia, por medio de sistemas de comunicación. Su característica principal es la separación geográfica entre dos o más agentes implicados: ya sea un médico y un paciente, un médico y otro médico, o un médico y/o un paciente y/o la información o los datos relacionados con ambos”* [3].

La telemedicina tiene beneficios como la disminución de los tiempos de atención, diagnósticos y tratamientos, mejora la calidad del servicio, reduce los costos del transporte, brinda atención continua, disminuye los riesgos profesionales, ofrece interconsultas, mayor cobertura, facilita campañas de prevención oportunas entre otras muchas virtudes.

El surgimiento de la telemedicina hace referencia a la aparición del telégrafo y posteriormente comenzó a efectuarse por radio; en 1920 varios países ofrecieron asesoramiento médico desde

los hospitales a su flota de buques mercantes, utilizando el código Morse. El Hospital Sahlgren de la Universidad de Gotemburgo (Suecia) comenzó a prestar dichos servicios en 1923.

En los años 50 la telemedicina se difundió mediante circuitos cerrados de televisión en los congresos de medicina, con conferencias o presentaciones de los principales procedimientos quirúrgicos, patrocinados por compañías farmacéuticas. A finales de los años 50 inició el Programa de Tecnología Espacial Aplicada a la Asistencia Sanitaria a los nativos americanos de la reserva Papago (STARPAHC), con la colaboración de Lockheed (Compañía Aeronáutica), la NASA (National Aeronautics and Space Administration) y el Servicio de Salud Pública de los Estados Unidos; el proyecto duró aproximadamente 20 años [4]. La principal herramienta de estos proyectos era la transmisión de video y el teléfono.

En la década de los 60 ya se disponía de una tecnología sólida de difusión y distribución por televisión. Aparecen los primeros proyectos ambiciosos de telemedicina, con pretensiones de durabilidad. Trabajos de investigación de la NASA demostraron que las funciones fisiológicas de un astronauta podían ser vigiladas por médicos desde la Tierra. La NASA desarrolló un sistema de asistencia médica que incluía el diagnóstico y el tratamiento de urgencias médicas durante las misiones espaciales, así como un sistema de suministro de asistencia médica [5].

En 1964 se unió el Instituto Psiquiátrico de Nebraska con el Hospital Estatal de Norfolk, situado a 180 km, por medio de un enlace bidireccional; este enlace se utilizó para educación y consulta entre especialistas y médicos generales. En 1965, se transmitió una demostración de operación de corazón abierto entre el Methodist Hospital en Estados Unidos y el Hospital Cantonal de Ginebra en Suiza por medio del primer satélite de interconexión continental [6]. En 1967, se instaló en Boston el primer sistema de telemedicina en el que se producía una interacción periódica entre médicos y pacientes, demostrando así, que se podía hacer un diagnóstico a distancia recurriendo a la televisión interactiva.

Durante los años 1972-1975, el programa STARPAHC dio atención médica a los astronautas en el espacio y continuó brindando apoyo a los nativos de la reserva Papago. Para tales fines se utilizó una furgoneta cargada con equipos médicos y un par de enlaces de microondas para la transmisión de las señales y el sonido hasta el hospital donde estaban los especialistas. En 1974, la NASA dirige un estudio acerca de los requisitos mínimos al utilizar la televisión para diagnósticos, además crea un sistema simulado de telemedicina.

En 1976, Canadá puso en marcha uno de los primeros proyectos de telemedicina por satélite. Se lanzó un satélite de tecnología de telecomunicaciones diseñado para cubrir las necesidades de comunicación en las zonas remotas de Canadá. El satélite se empleó para monitorear parámetros vitales (ritmo cardíaco, respiración, temperatura y presión arterial), cuando se trasladaba a un paciente de una comunidad remota del norte de Ontario [7]. También, se utilizó el satélite para enlazar universidades con hospitales, para dar consultas médicas, transmitir datos (electrocardiogramas, radiografías) y dar formación permanente.

Casi ninguno de los programas de las décadas de los 60, 70 y 80 consiguió mantenerse por sí mismo, una vez que se terminaran las donaciones que habían recibido. En 1984, se realizó en Australia un proyecto piloto para probar una red experimental por satélite, los servicios que

incluía eran de telefonía, fax, transmisión de imagen fija y receptores de televisión. Se demostró que ciertos costos se redujeron y que fueron necesarios menos traslados por motivos de emergencia. Por su parte la NASA en 1989 comienza el primer programa internacional de telemedicina.

Hasta principios de los 90's la telemedicina estuvo financiada en gran parte por agencias federales de Estados Unidos. El fracaso de la mayoría de los programas de telemedicina anteriores dejó la experiencia de no iniciar un programa de telemedicina, es por eso que en la década de los 90's se esperaba una gran proliferación de experimentos de telemedicina, muchos de ellos con el objetivo de continuidad y rentabilidad; asimismo, aparecieron las primeras aplicaciones internacionales privadas.

En 1994, la Escuela de Medicina de la Universidad de Carolina del Este crea la primera instalación dedicada al uso de telemedicina, esta instalación dispone de cuatro salas de teleconsulta. En 1995, la Clínica Mayo (Rochester, Minnesota) realiza un curso de seis horas de cardiología que se recibe en más de 2,000 lugares de todo el mundo. Durante 1997, el proyecto ACTS de la NASA pasa a la segunda fase permitiendo transferencias de alta velocidad. Se consiguen transmitir secuencias de angiografías, ecocardiografías y radiografías a una velocidad de 40 Mbps. En 1998, se realiza en España la primera experiencia de telecirugía con robots.

En lo que va del siglo XXI, empresas multinacionales comienzan a realizar pruebas con equipos especialmente diseñados para realizar telemedicina (Unidades de Telemedicina, ver figura 2.1). Esto ha ocurrido debido al gran desarrollo de las telecomunicaciones y de software específicos, que mediante algoritmos de compresión de archivos, se logra la transmisión de sonido y video en tiempo real, permitiendo una comunicación fluida entre el paciente y el médico ubicados en diferentes localidades [8].



Figura 2.1. Equipo de telemedicina que cuenta con estetoscopio, electrocardiograma, dermatoscopio, otoscopio, dentaloscopio y esfigmomanómetro. Permite interacción en vivo con el paciente y el médico.

Fuente: Revista chilena de pediatría, "Telemedicina en el Mundo".

En resumen, la telemedicina surgió debido a la necesidad de hacer diagnósticos médicos a pacientes que se encontraban en zonas remotas y no podían viajar. Asimismo, la telemedicina brinda ayuda a las ciudades pequeñas suministrando medios técnicos a los médicos para que puedan mantenerse informados y consultar a otros colegas.

Actualmente se están desarrollando redes de telecomunicaciones para transmitir información sobre los pacientes a los médicos y de éstos a los pacientes, con más rapidez que antes y prácticamente desde cualquier lugar. Pueden utilizarse las mismas redes para acceder al historial clínico del paciente y a las bibliotecas médicas. La tecnología de la telemedicina avanza y seguirá progresando.

Además, mientras más sea el uso de las tecnologías más sofisticadas, su precio irá disminuyendo gradualmente, de tal manera que la telemedicina se tornará más accesible para más personas, regiones y países.

2.2 Clasificación de los servicios de Telemedicina

La gran variedad de especialidades existentes en la medicina y las diversas maneras de utilizar las tecnologías para hacer telemedicina, ocasionan que ésta se clasifique de la siguiente manera: por *tiempo*, que hace referencia al momento en que se realiza la intervención médica a distancia; por *tipo de servicio* y por *especialidad* [3].

2.2.1 Clasificación en el tiempo

La clasificación en el tiempo se refiere al momento en que se realiza la intervención médica a distancia y la comunicación entre el proveedor del servicio y el cliente. Esta intervención puede ser en tiempo real o en tiempo diferido.

La intervención en tiempo real es cuando el cliente y el proveedor se encuentran en comunicación directa a través de un medio de comunicación. Por ejemplo, la teleconsulta, la teleasistencia y la teleeducación, que permiten una interacción más eficiente entre el cliente y el proveedor. Esta aplicación en tiempo real requiere de anchos de banda muy grandes y costosos, además el cliente y el proveedor, ubicados remotamente uno del otro, deben estar disponibles al mismo tiempo.

Por otro lado, una intervención en tiempo diferido es cuando el cliente de un servicio de telemedicina no se encuentra en comunicación directa con el proveedor del servicio; por lo que el proveedor acumula las solicitudes de telemedicina que posteriormente atenderá, y enviará el resultado a los clientes.

Por ejemplo, en radiología, el radiólogo almacena en su computadora los estudios recibidos por parte del técnico que los realizó; el radiólogo revisará cada uno de esos estudios y una vez que tenga todos los diagnósticos los enviará al mismo tiempo o a medida que los va realizando. La mayoría de las aplicaciones diagnósticas de telemedicina funcionan en tiempo diferido a menos que existan casos de urgencia que ameriten una transmisión en tiempo real.

2.2.2 Clasificación por tipo de servicio

- **Teleconsulta.** Consulta a un médico general o a un especialista a través de sistemas de videoconferencia con o sin examen diagnóstico asociado.
- **Telediagnóstico.** Los diagnósticos por telemedicina pueden ser los resultados de una consulta de pacientes que no tienen acceso físico a una visita médica.
- **Telecuidado o Teleatención.** Es el cuidado de pacientes en casa asistido por enfermeras remotas, mediante el uso de equipos de videoconferencia o bocinas conectados a la red telefónica.
- **Telemetría o Telemedida.** Permite el monitoreo de signos vitales: ECG, EEG, EMG, presión arterial, temperatura, pulso, oximetría, y exámenes de laboratorio mediante punción digital para medición de enfermedades metabólicas que requieren controles frecuentes.
- **Teleeducación.** Permite realizar capacitación a distancia, educación continua, apoyo a estudiantes en práctica, campañas de prevención, enseñanza de procedimientos mediante técnicas interactivas o de módulos de realidad virtual, evaluación y retroalimentación entre docente y alumnos, entre otras.
- **Teleadministración.** Aplicada a los sistemas de gestión de salud para realizar a distancia la administración de procesos como control de citas, remisiones, referencias, facturación, inventarios y orientación al usuario, con el objetivo de brindar servicios de mejor calidad.
- **Teleterapia.** Se realizan tratamientos y consultas a pacientes en Telepsiquiatría, Telefisioterapia, Teleoncología y Teleprescripción, con sistemas de videoconferencia.
- **Telefarmacia.** Mediante sistemas de comunicación pueden realizarse procesos de prescripción, distribución, facturación, seguimiento de fórmulas elaboradas para los pacientes.

2.2.3 Clasificación por especialidad médica

- **Telerradiología.** En la práctica el radiólogo no tiene contacto directo con el paciente, por lo que esta disciplina es más propicia para trabajarla a distancia. Además, algunas modalidades son digitales lo que facilita el proceso de captura de información.
- **Telepatología.** Trabaja a partir de imágenes obtenidas directamente del ocular del microscopio. Las imágenes pueden venir de estudios de tipo anatómico o pueden acompañarse de otro tipo de exámenes con la historia clínica del paciente.
- **Telecardiología.** Realiza a distancia procedimientos típicos y transmite datos como: ecocardiograma, angiografía, resonancia magnética, sonidos cardíacos, entre otros.

- **Teleendoscopia.** Realiza exámenes a través de sistemas de endoscopia de fibra óptica, conectados a un sistema de videoconferencia o de digitalización de imágenes de video que puede servir con fines diagnósticos o educativos.
- **Teledermatología.** El dermatólogo utiliza videoconferencia para ver al paciente o puede recibir fotografías digitales.
- **Teleoftalmología.** Se lleva a cabo a través de sistemas de oftalmoscopios conectados a un sistema de videoconferencia o de digitalización de imágenes de video para diagnósticos de fondo de ojo, útiles en la prevención y seguimiento de enfermedades metabólicas.
- **Telecirugía.** Cirugía asistida por sistemas robotizados que dan mayor seguridad al acto quirúrgico como la cirugía de corrección de vicios de refracción ocular como la miopía.

2.3 Tecnología existente en Telemedicina

Los equipos utilizados en telemedicina son de varios tipos: equipos médicos de diagnóstico o laboratorio, equipos de captura de información médica, equipos de cómputo y equipos de comunicaciones. Los equipos médicos de diagnóstico o laboratorio son los equipos médicos tradicionales; algunos ya tienen interfaces digitales pero a muchos se les debe adaptar un mecanismo de captura que permita digitalizar la información para poder introducirla en el sistema de cómputo, el cual estará conectado a un sistema de comunicación para transferir la información.

Muchos de los equipos modernos como los de ultrasonido o resonancia magnética manejan información digital para fabricar las imágenes, lo que facilita capturar o transferir la información del equipo médico al de cómputo. La figura 2.2 ilustra algunos de los equipos que cuentan con interfaces digitales, por ejemplo: electrocardiógrafo digital, estetoscopio digital, equipo de monitoreo de signos vitales, microscopios con cámara digital, estaciones portátiles, entre otros.

Para definir correctamente los equipos de digitalización necesarios se debe hacer un análisis que determine la mejor manera de transmitir la información médica digitalizada por la red. La figura 2.3 ilustra los tipos de imágenes médicas que se manejan (anatómicas y fisiológicas). Al aumentar la resolución de la imagen aumenta exponencialmente su tamaño y por supuesto la calidad de la imagen es mayor.

Sin embargo tener estas excelentes características de la imagen digitalizada tiene repercusiones en el sistema de almacenamiento y en el tiempo de transmisión. Por lo que se recomienda reducir los tamaños de los archivos de imágenes, ya sea disminuyendo la resolución o usando mecanismos de compresión de imágenes. En la figura 2.4 se ilustran los efectos del aumento de la resolución.

Algunos equipos de telemedicina utilizan simplemente las líneas telefónicas o anchos de banda relativamente pequeños para lograr una transmisión apropiada. Asociados a estos equipos, se incorporan estetoscopios electrónicos, capaces de transmitir en tiempo real los sonidos del

corazón y pulmón, permitiendo que el paciente sea atendido por una enfermera o incluso por un auxiliar de enfermería.



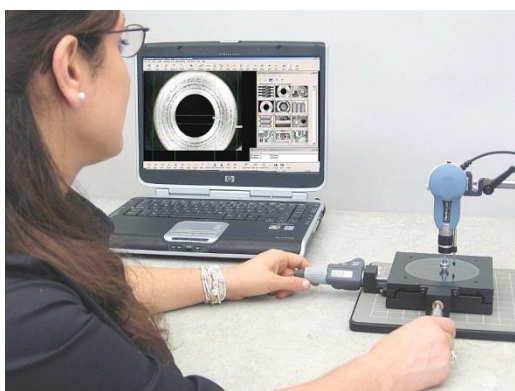
(a)



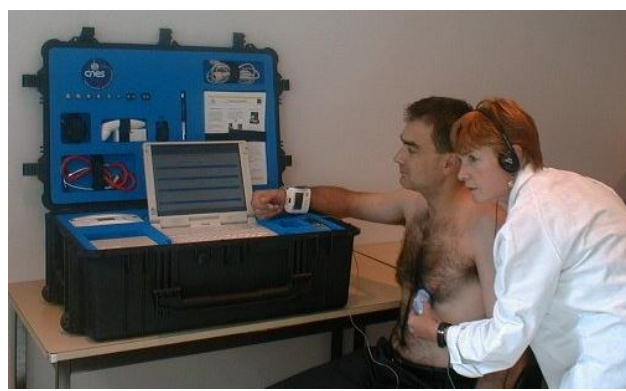
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 2.2. (a) Electrocardiógrafo digital, (b) Estetoscopio digital, (c) Equipo de monitoreo de signos vitales, (d) microscopios con cámara digital, (e) Estación portátil del Centro Nacional de Estudios Espaciales de Francia.

Fuente: Sitio web de proveedores de equipo para diagnóstico médico.

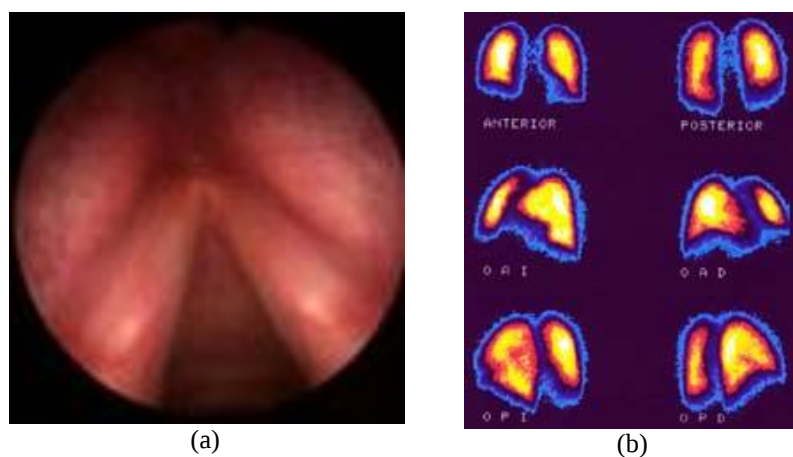


Figura 2.3. (a) Imagen anatómica: Fotografía endoscópica de la laringe. (b) Imagen fisiológica: Estudio de Medicina Nuclear del pulmón.

Fuente: (a) Sitio web: “*Laringe y voz*”. Médico Cirujano Otorrinolaringólogo. <http://www.laringeyvoz.com>
 (b) Sitio web: Sociedad Uruguaya de Biología y Medicina Nuclear. <http://www.subimn.org.uy/>

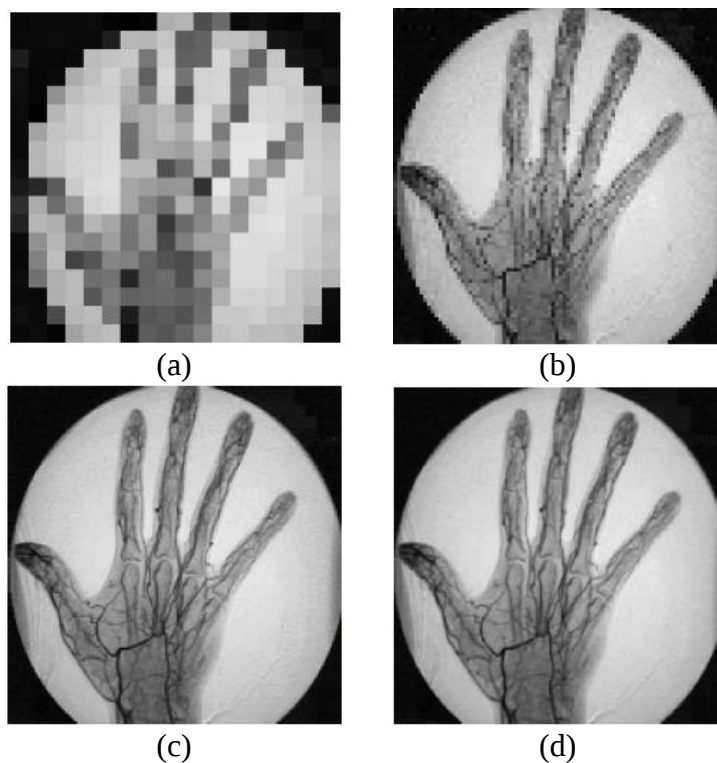


Figura 2.4. Efectos del muestreo en la digitalización de imágenes. (a) 18 píxeles por línea; (b) 89 píxeles por línea; (c) 178 píxeles por línea; (d) 356 píxeles por línea.

Fuente: Aplicaciones de Telecomunicaciones en salud en la Subregión Andina.

En el otro extremo, un médico especialista evalúa los antecedentes transmitidos por el mismo paciente, o incluso por la enfermera, dejando un registro en una base de datos. Los sonidos transmitidos por el estetoscopio son similares a los obtenidos al escuchar directamente al paciente y permiten hacer diagnósticos de neumonías, derrames, soplos cardíacos, etc.

Es posible contar con una cámara dermatoscópica, que envía imágenes de alta definición para ser evaluadas a distancia por dermatólogos, quienes dan seguimiento a lesiones sospechosas. Otra de las unidades que se pueden adicionar, es un electrocardiógrafo que tiene la posibilidad de conectarse a través de una red a la unidad de diagnóstico de telemedicina. La recepción también es en el mismo instante y puede quedar almacenada en el computador central o en la misma unidad para ser interpretado en otro momento.

También se puede incorporar un otoscopio y un dentaloscopio que contribuyen a realizar diagnósticos de precisión a distancia. Otro de los equipos es un esfigmomanómetro, que en forma electrónica es capaz de transmitir la información de la presión arterial. Hoy en día, debido a los avances en los sistemas de compresión, tarjetas de video, etc. es posible transmitir todo tipo de exámenes en tiempo real.

Muchos fabricantes de equipos médicos han comenzado a elaborar sistemas de interconexión de equipos. Sin embargo para que las distintas marcas sean compatibles entre ellas es necesario utilizar un estándar; así se origina el estándar DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), el cual va a permitir la integración entre equipos de radiología y los sistemas de información del hospital, la figura 2.5 muestra esta relación [3]. Al ser compatible un dispositivo médico con DICOM será posible transferir la información médica directamente a un equipo de cómputo.

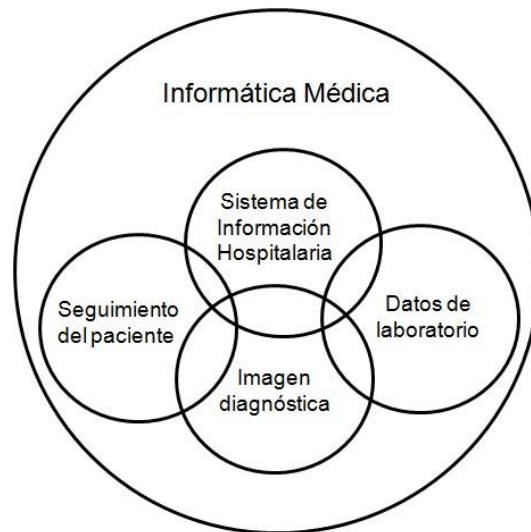


Figura 2.5. Relación de DICOM con el sistema de información.

Fuente: Aplicaciones de Telecomunicaciones en salud en la Subregión Andina.

En lo que se refiere al software hay muchas alternativas, desde el correo electrónico, el cual puede ser sin costo alguno, hasta aplicaciones DICOM con manejo de historias clínicas, compatibles con HL7 (Health Level 7), las cuales tienen costos considerables. HL7 es un conjunto de estándares para el intercambio electrónico de información médica, desarrollados por la organización ANSI. Dependiendo de la aplicación se elige el software adecuado, puede ser multiespecialidad, adquisición de imágenes, visualización y tratamiento de imágenes, edición, impresión y envío de diagnósticos.

Un aspecto muy importante que debe considerarse en cualquier aplicación es garantizar la confidencialidad de la información, así como, su integridad y consistencia, por lo que es recomendable emplear estrategias como: acceso controlado a la aplicación, prioridades de consulta por tipo de usuario, bases de datos codificadas, comunicación codificada y llaves de codificación para la manipulación y modificación de la información. El almacenamiento de la información se debe regir por políticas de almacenamiento a corto, mediano o largo plazo y depende si se almacenan en el punto remitente, en el punto de lectura, en un punto central o en todos.

2.4 Oximetría de pulso para la medición no invasiva de la saturación de hemoglobina

La hemoglobina es una heteroproteína de la sangre, de color rojo, que transporta el oxígeno desde los órganos respiratorios hasta los tejidos. Un gramo de hemoglobina transporta 1.34 mL de O₂ [9]. Mucho o poco oxígeno puede ocasionar enfermedades o la muerte, por lo que es necesario cuantificar la cantidad de oxígeno en la sangre.

La oximetría básicamente es la interpretación de la coloración sanguínea que depende de la saturación arterial de oxígeno (SaO₂). El oxímetro de pulso mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas que dependerá de la proporción existente entre la hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina y la hemoglobina desoxigenada. La luz pasa a través de un lecho vascular arterial pulsátil.

De manera general, las técnicas aplicadas en la oximetría se pueden dividir en:

- 1) Espectrofotometría para el análisis de la hemoglobina *in vitro*.
- 2) Oximetría de pulso (SpO₂) para medición no invasiva de la saturación de la hemoglobina.
- 3) Oximetría fibra óptica para medición invasiva de la saturación de la oxihemoglobina *in vivo*.

Todas las técnicas de oximetría se basan en análisis espectrofotométricos que miden las porciones de luz transmitida y absorbida por la hemoglobina.

En la oximetría de pulso, la sangre se compone por dos absorbentes de luz, la oxihemoglobina (HbO₂) y la hemoglobina desoxigenada (Hb) [10]. El oxímetro usa una medición diferencial de la absorción espectrométrica, basada en la absorción de diferentes longitudes de ondas de luz por las curvas de hemoglobina oxigenada y de hemoglobina (ver la figura 2.6).

Para la medición se utilizan dos longitudes de onda generadas por un diodo (LED) que son detectadas por un fotodetector que realiza la medición. Un LED emite una longitud de onda de 660 nm (rojo), que es absorbida principalmente por la Hb, mientras que un segundo LED emite una longitud de onda de 920 nm (infrarrojo cercano) y es absorbida por la HbO₂. Los LEDs prenden y apagan a través de pulsos secuenciales y el fotodetector es sincronizado para hacer simultáneamente la lectura de la transmisión roja e infrarroja. En la figura 2.7 se observa el esquema de medición.

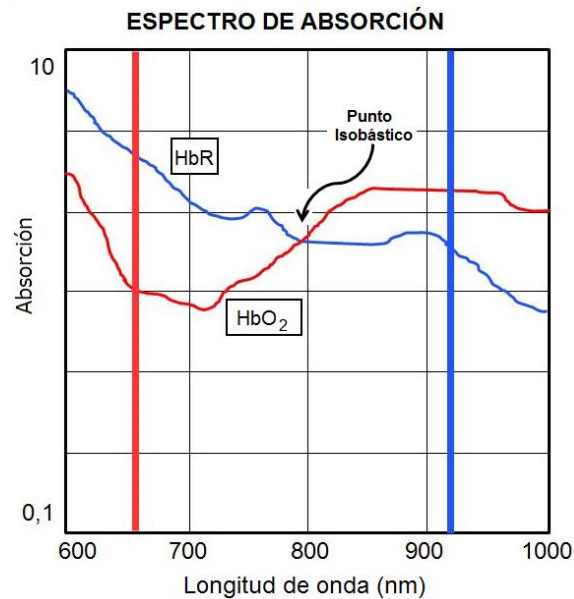


Figura 2.6. Espectro de absorción de la HbO₂ y la Hb para las longitudes de onda 660 nm y 920 nm.

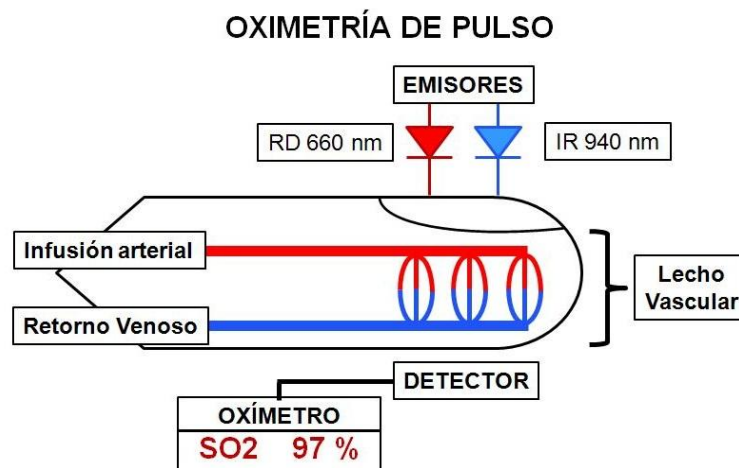


Figura 2.7. Esquema de medición de la HbO₂ y la HbR.

Fuente: Figura 2.6 y 2.7 – Portal Biomédico. <http://www.portalbiomedico.com>

La oximetría de pulso por transmitancia o convencional (SpO_2) es conocida y utilizada ampliamente por los anestesiólogos en la mayoría de los procedimientos anestésicos. Sin embargo, la tecnología continúa su evolución en cuanto al monitoreo de la oxigenación. La oximetría de pulso por reflectancia (RSpO_2) es la técnica que deriva de la oximetría convencional [11].

- **Oximetría de pulso por transmitancia o convencional (SpO_2)**

Es un método simple, continuo, no invasivo, para vigilar de manera periférica el porcentaje de hemoglobina (Hb) saturada con oxígeno (O_2), por el paso de longitudes de onda específicas a través de la sangre. El principio en el que se funda la determinación de la saturación de O_2 con el oxímetro de pulso es la Ley de Beer-Lambert que se explica más adelante.

Absorción de la Radiación

Durante la absorción, la intensidad de una onda electromagnética incidente es atenuada cuando atraviesa un medio, ver la figura 2.8. La absorbancia de un medio se define como la razón de la intensidad absorbida y la intensidad incidente. La absorción es debida a la conversión parcial de la energía de la luz en movimiento provocado por el calentamiento o ciertas vibraciones de las moléculas del material absorbente [10].

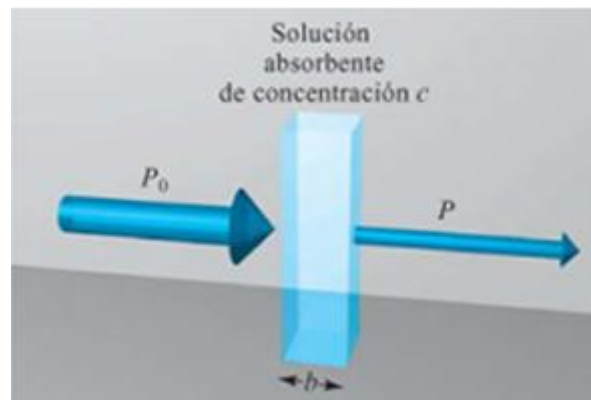


Figura 2.8. Atenuación de un haz de radiación por una solución absorbente.

Fuente: Douglas A. Skoog.

La capacidad de un medio para absorber radiación electromagnética depende de numerosos factores, principalmente de la constitución electrónica de sus átomos y moléculas, la longitud de onda de la radiación, el espesor de la capa absorbente, y parámetros internos como la temperatura o concentración de los agentes absorbentes.

La ley de absorción, también llamada ley de Beer-Lambert, indica cuantitativamente la forma en que el grado de atenuación depende de la concentración de las moléculas absorbentes y de la longitud del trayecto en el que ocurre la absorción. Cuanto más largo sea el medio por el que

pasa la luz, existirán más moléculas o átomos absorbentes en el trayecto y, por tanto, mayor será la atenuación. Además, para una longitud de trayecto dada de la luz, cuanto mayor sea la concentración de los átomos o moléculas absorbentes, mayor será la atenuación [11].

En la figura 2.8 se ilustra la atenuación de un haz a través de una solución absorbente con un grosor de b cm y concentración de c mol/L. Debido a las interacciones de los fotones con las partículas absorbentes, la fuerza radiante del haz se reduce de P_0 a P . La transmitancia T de la solución es la fracción de radiación incidente que se trasmite en la solución, como se muestra en la ecuación 1. Es frecuente que se exprese como un porcentaje, denominado porcentaje de transmitancia.

$$T = \frac{P}{P_0} \quad (1)$$

La absorbancia A de una solución se relaciona con la transmitancia de manera logarítmica (ecuación 2). La transmitancia se reduce a medida que aumenta la absorbancia de la solución.

$$A = -\log_{10} T = \log_{10} \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (2)$$

La sangre del adulto habitualmente contiene cuatro especies de hemoglobina: Oxihemoglobina, hemoglobina desoxigenada, carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb). Las últimas dos se encuentran en mínimas concentraciones, excepto en condiciones patológicas [9].

La cantidad de O_2 a una presión atmosférica normal es solamente el 3% del total del O_2 transportado por la sangre. La mayor cantidad de oxígeno se une a la hemoglobina. Existen tres factores que pueden afectar el total de O_2 liberado a las células: perfusión tisular, cantidad de hemoglobina y saturación de O_2 con hemoglobina.

Si todas las moléculas de Hb se enlazan con las moléculas de O_2 , la Hb se encuentra totalmente saturada (100%). La gran afinidad de la hemoglobina por el oxígeno origina una saturación muy cercana al total en la sangre arterial en personas sanas, usualmente es del 97%.

El oxímetro de pulso aporta una estimación no invasiva de la saturación de Hb variable que está directamente relacionada al contenido de oxígeno de la sangre arterial. La relación entre la cantidad de oxígeno disuelto en la sangre y el que se une a la hemoglobina constituye la curva de disociación de oxihemoglobina (ver la figura 2.9).

La presión parcial de oxígeno (pO_2) influye en la saturación de la hemoglobina. Conforme aumenta la presión parcial, la gráfica se desarrolla de manera casi horizontal. Al llegar a una pO_2 de 20 mmHg, se calcula que el oxígeno ha ocupado la cuarta parte del total de la hemoglobina. A continuación el desarrollo de la gráfica es casi vertical, por lo que pequeños incrementos en la pO_2 aumentan de manera importante la saturación de la hemoglobina.

La gráfica se aplana al llegar a una pO_2 de 100 mmHg, debido a que toda la hemoglobina está oxigenada. La saturación de la hemoglobina ya no aumenta con mayores incrementos de la pO_2 , ya que se encuentra completamente saturada.

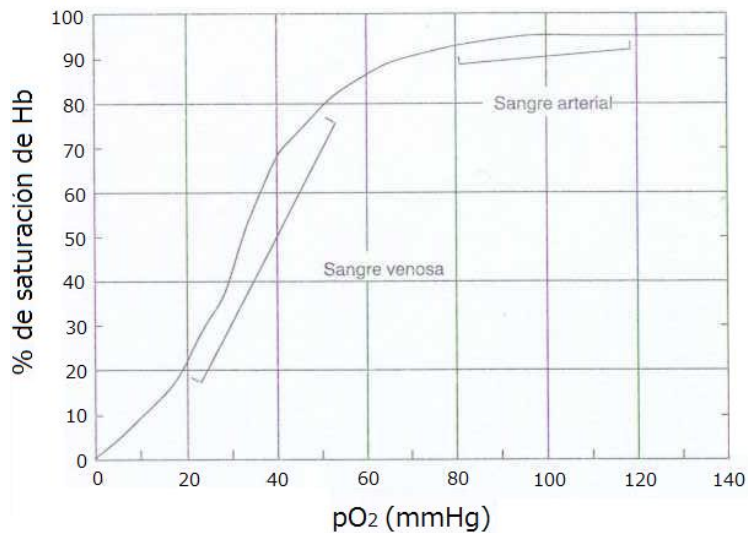


Figura 2.9. Saturación de la Hb ante cambios de pO_2 .

Fuente: G. Farías M.

La lectura del oxímetro de pulso en 95% se considera normal. Una lectura de 75% se considera como hipoxia (disminución en la oxigenación de los tejidos). El valor normal es mayor a 95% para adultos sin patología pulmonar y mayor a 96% en pacientes pediátricos.

La obtención de una lectura correcta con el oxímetro de pulso depende de una técnica apropiada. Es importante seleccionar el tipo y tamaño del sensor, así como su colocación adecuada. Los sensores se ponen en un dedo de la mano, dedo del pie, lóbulo de la oreja, dorso de la nariz, e incluso se experimenta con el oxímetro de pulso bucal y traqueal. Cuando el sensor se fija debe estar en contacto con la piel, pero sin comprometer la circulación.

La oximetría de pulso se utiliza en una gran variedad de situaciones que requieren monitoreo del estado de oxígeno, con el propósito de proporcionar una indicación temprana de la disminución de la saturación de oxihemoglobina antes de que se presenten signos clínicos de hipoxemia (disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial) y evitar daños secundarios. La oximetría de pulso se emplea continua o intermitentemente; sin embargo no sustituye las técnicas gasométricas (determinación de los gases arteriales).

Entre las indicaciones clínicas en las que se aplica la oximetría de pulso se encuentran la anestesia general, anestesia regional, monitoreo durante sedación consciente, unidad de cuidados posanestésicos, unidad de cuidados intensivos, ventilación mecánica, guía para determinar el requerimiento de oxígeno terapéutico, patología cardiopulmonar, vigilancia de O_2 durante el sueño o ejercicio, apnea obstructiva del sueño, obesidad mórbida, ginecoobstetricia, neonatología, pediatría, geriatría, entre otras.

Debido a que la oximetría de pulso mide la saturación de O_2 por métodos espectrofotométricos, existen factores que limitan su uso. Ciertas condiciones, como: dishemoglobinemias, colorantes e ictericia, pueden resultar en lecturas no reales, incorrectas o poco informativas [12].

Existe un número importante de interferencias a considerar cuando se usa el oxímetro de pulso. Las causas más comunes incluyen: movimiento, hipoperfusión, luz quirúrgica, electrocauterio, hiperpigmentación de la piel, posición del sensor, arritmias cardíacas, hipotermia, entre otras.

La lesión tisular es otra complicación que se presenta al usar el oxímetro de pulso. El uso prolongado del sensor o empleo de sensores defectuosos, puede provocar isquemia y necrosis, debido a la compresión demasiado fuerte del sensor al dedo. Afortunadamente, continúa el desarrollo tecnológico en la monitorización de la oxigenación. La oximetría de pulso por reflectancia ($RSpO_2$) constituye el avance tecnológico para este instrumento de monitoreo.

- **Oximetría de pulso por reflectancia ($RSpO_2$)**

Actualmente, el oxímetro de pulso por transmitancia o convencional es el que más se utiliza. Sin embargo, limita su aplicación a las áreas del cuerpo suficientemente delgadas para que penetre la luz roja e infrarroja. Brinkman y Zijlstra WG, en 1949, describen la medición de la saturación de oxígeno con el uso de la reflexión de la luz, mediante la utilización de sensores frontales. En 1983, Mendelson Y. demuestra que la saturación de O_2 de la hemoglobina se puede medir cuantitativamente con la técnica de la reflectancia.

En 1991, inicia el desarrollo de sensores ópticos para la $RSpO_2$ [13], los cuales se sustentan en la reflexión de la luz por la sangre en los tejidos. Es un método no invasivo que proporciona un monitoreo continuo, exacto, confiable y económico de la saturación de O_2 , con el empleo de la tecnología de reflectancia. Los diodos emisores de luz y el fotodetector permiten la absorción en la superficie de la piel.

Existen varios desarrollos tecnológicos sobre sensores oximétricos por reflectancia, ya sea mejorando sus características de diseño para reducir la presión entre el oxímetro de pulso y la superficie de contacto (piel) [14]; o hacerlos para aplicaciones con bajo consumo de energía [15] e incluso para aplicaciones inalámbricas [16].

La $RSpO_2$ ofrece varias ventajas sobre los oxímetros convencionales. Mientras que el oxímetro de pulso convencional utiliza la tecnología de la transmisión de la luz para calcular la saturación de O_2 , el oxímetro de pulso por reflectancia emplea el método de la reflexión de la luz. El sensor del oxímetro de pulso por reflectancia emite luz hacia abajo a través del tejido y del lecho capilar y recoge la luz que se refleja hacia arriba, y calcula la saturación de O_2 . En la figura 2.10 se ilustran estas dos técnicas de oximetría de pulso.

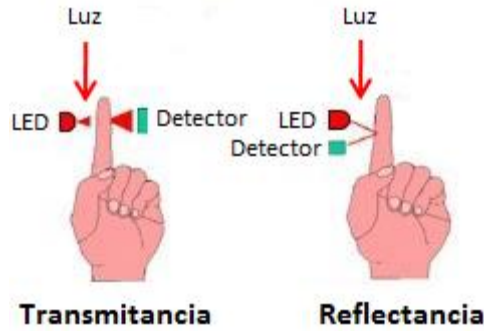


Figura 2.10. Técnicas de oximetría de pulso: por Transmitancia y Reflectancia.

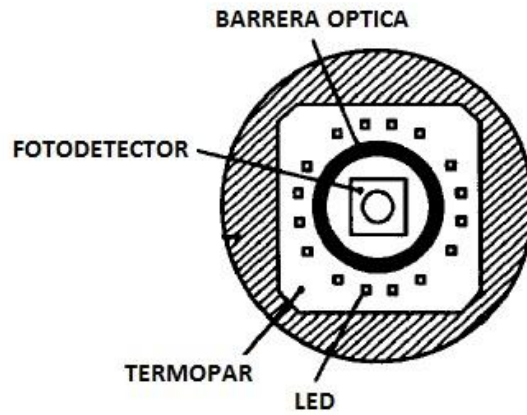


Figura 2.11. Vista superior de un oxímetro de pulso por Reflectancia.

Fuente: S. Takatani, C. Davies.

El sensor reflectante es plano y se adhiere a la piel con un adhesivo. Se coloca en la frente, tórax o dorso. El funcionamiento del sensor incluye el principio que emite luz roja e infrarroja en múltiples longitudes de onda, y la detección de campos definidos por dos anillos fotodetectores que se colocan concéntricamente alrededor del origen de la luz, como se observa en la figura 2.11. Los anillos constituyen una forma anular que permite la obtención de la señal desde una amplia zona tisular, por la cantidad de luz que se absorbe por la sangre.

En algunas ocasiones, la oximetría de pulso por transmitancia dificulta la medición de la señal exacta de oxigenación, debido a una disminución del flujo sanguíneo en brazos y piernas, particularmente en pacientes críticos y también al continuo movimiento, especialmente en neonatos. El sistema de RSpO₂ está diseñado y adecuado para resolver estos problemas asociados con los sensores periféricos, ya que, debido a su localización corporal central, proporcionan mayor exactitud en las lecturas de la saturación de O₂.

En cirugía de corazón abierto, donde se encuentra disminuido el gasto cardiaco, temperatura periférica, perfusión tisular y presión sistólica, hay más probabilidad que se obtengan lecturas correctas con el sensor reflectante en condiciones de pobre circulación periférica.

En la actualidad, la tecnología de reflectancia adquiere gran interés, no únicamente para el monitoreo de rutina de pacientes quirúrgicos y de cuidados críticos, sino que también se evalúa su uso en neonatología, medicina materno-fetal y neurología.

2.5 Conclusiones

El campo de la telemedicina se encuentra en un constante desarrollo alrededor de todo el mundo; cada vez se desarrollan sistemas o equipos que contribuyen a que la atención médica llegue a todas aquellas personas que la necesitan.

El monitoreo de la concentración del oxígeno en la sangre es de vital importancia porque proporciona al médico o especialista un control seguro de las constantes vitales del paciente. Por lo que es indispensable contar con un equipo de monitoreo completo y eficiente que permita la vigilancia de la función ventilatoria del paciente durante procedimientos médicos.

Las dos técnicas que permiten realizar la oximetría de pulso, por transmitancia o reflectancia, son empleadas en la práctica médica. Cada técnica ofrece una mayor exactitud sobre la otra al emplearse en áreas de aplicación distinta. Asimismo, estas dos técnicas oximétricas son motivos de nuevos desarrollos tecnológicos, ya sea el caso de un nuevo diseño, o mejorar las características de funcionamiento para tener un sensor con mayor sensibilidad y exactitud.

3

INSTRUMENTOS PARA LA ESPECTROMETRÍA ÓPTICA

En física y en química-física la espectroscopía es el estudio de espectros. La base de la espectroscopía es que cada elemento químico tiene su propio espectro característico. La espectrofotometría es una rama de la espectroscopia que se ocupa de la medición de la energía radiante transmitida o reflejada por un cuerpo en función de la longitud de onda.

La longitud de onda de la radiación electromagnética, utilizada en espectroscopía, se extiende desde 1 nm hasta 1 mm. Esta zona tan amplia se divide en varias regiones espectrales, de acuerdo con las diferentes técnicas experimentales utilizadas para el registro de los espectros, así como al distinto origen estructural de los mismos [17].

La espectroscopia se divide en dos grandes ramas: atómica y molecular [17]. Los espectros atómicos se estudian generalmente en emisión, cuando se requiere obtener información acerca de la estructura electrónica o nuclear de los átomos. Por otro lado, los espectros moleculares se estudian generalmente en absorción, ya que, es difícil excitar las moléculas sin romperlas para obtener espectros de emisión. A su vez la espectroscopia molecular se divide en: espectroscopía o espectrofotometría visible y ultravioleta, infrarroja, de microondas, de resonancia magnética electrónica y de resonancia magnética nuclear.

El instrumento utilizado para producir o estudiar un espectro, en cualquier región espectral, se denomina espectroscopio. Cuando el instrumento proporciona directamente una lectura de la longitud de onda o frecuencia de radiación, el aparato se llama espectrómetro; si al mismo tiempo da también una medida de la intensidad de esa radiación, se le suele llamar espectrofotómetro.

Los componentes principales de un espectroscopio son: una fuente de radiación, un sistema analizador y un detector [18]. El sistema analizador consta de tres elementos principales: una rendija, por la que penetra un fino haz de la radiación que se pretende analizar; un sistema dispersor, constituido generalmente por uno o más prismas o redes de difracción, que produce una separación de las distintas longitudes de onda que componen el haz de radiación; y un sistema óptico de enfoque, constituido generalmente por combinaciones de lentes o espejos, que da lugar a que se formen en su superficie focal tantas imágenes de la rendija de entrada como radiaciones de distinta longitud de onda que componen la luz que se analiza.

En la figura 3.1a se ilustra un modelo simple de un espectroscopio. El elemento dispersor es el prisma P , construido con un material transparente a la radiación que se investiga. El sistema de enfoque está formado por dos lentes. El primero, L_1 , es un lente colimador, cuyo objetivo es convertir el haz divergente en un haz paralelo, después de haber pasado por la rendija de entrada R , de esta forma se usa con mayor eficiencia el elemento dispersor.

La segunda lente, L_2 , enfoca sobre la superficie S los haces paralelos monocromáticos dispersados por el prisma. Este aparato se puede transformar en un monocromador colocando sobre la superficie focal una segunda rendija. Es posible variar la longitud de onda que pasa por la rendija de salida, al desplazar la rendija por la superficie focal, o bien haciendo girar el elemento dispersor. Si detrás de la rendija de salida se monta un detector adecuado, se puede transformar el aparato en un espectrofotómetro. La figura 3.1b muestra un espectrómetro con una red de reflexión plana; al girar la red G en torno del eje vertical que pasa por su centro, las distintas longitudes de onda pasan por la rejilla de salida, R_2 .

La mayoría de los equipos de espectroscopia que se utilizan en las regiones UV-VIS e IR tienen hasta cinco componentes: (1) una fuente estable de energía radiante; (2) un selector de longitudes de onda que aísla una región limitada del espectro para su medida; (3) uno o varios recipientes con muestras; (4) un detector de radiación que convierte la energía radiante en una señal eléctrica medible; y (5) una unidad de procesamiento y lectura de señales que habitualmente consiste en un equipo electrónico (ver la figura 3.2), además de una computadora en los instrumentos más modernos [11].

Para obtener un espectro de absorción, primero se registra la intensidad de radiación a la longitud de onda seleccionada, I_0 , ésta se envía a través de la muestra, y la radiación transmitida, I , se mide por el detector. La relación $100 \cdot (I_0 - I)/I_0$ representa el tanto por ciento de absorción de la muestra a esa longitud de onda, aunque también es común utilizar el tanto por ciento de transmisión. Un espectro de absorción se representa entonces como un gráfico del porcentaje de absorción (o de transmisión) en función de la longitud de onda (o de la frecuencia) para una región espectral dada.

En un instrumento de espectroscopia óptica, las células, ventanas, lentes, espejos y elementos de selección de longitudes de onda deben transmitir radiación en la región de las longitudes de onda que se empleen. La eficacia del instrumento depende fundamentalmente de una serie de características intrínsecas, las más importantes son: la dispersión, la resolución y la luminosidad [18].

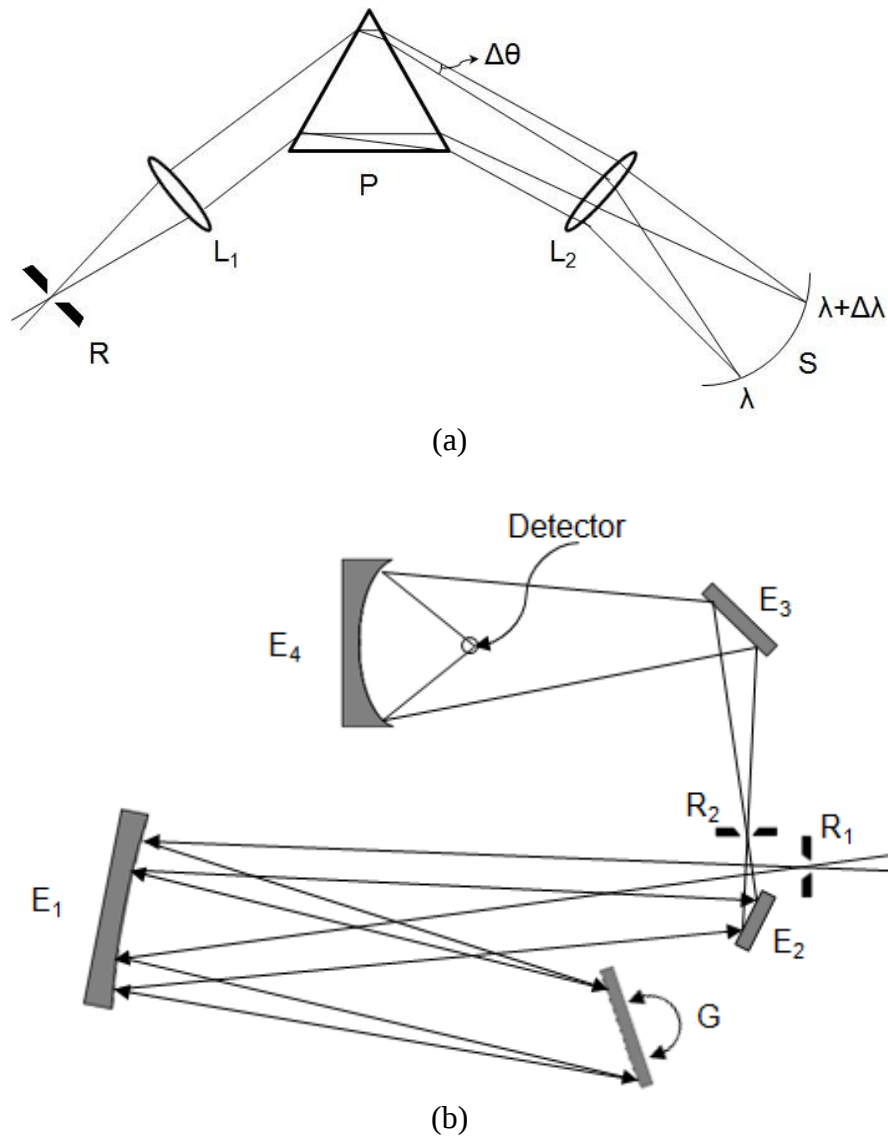


Figura 3.1 (a). Esquema de un espectroscopio: R rendija de entrada; L₁ lente colimadora; P prisma; L₂ lente de cámara; S superficie focal. (b) Diagrama esquemático de un espectrómetro de red: Este modelo emplea una red de reflexión plana, en montaje de Littrow. R₁ rendija de entrada; E₁ espejo paraboloide; G red de difracción; E₂ y E₃ espejos planos; E₄ espejo elipsoidal.

Fuente: R. T. Conley

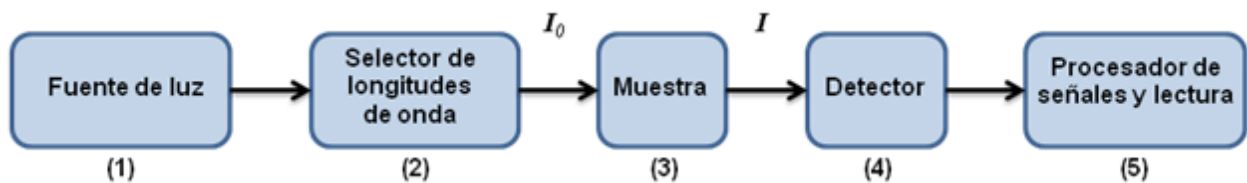


Figura 3.2. Secuencia para obtener un espectro de absorción.

3.1 Espectrofotometría UV-VIS e IR

Hoy en día existen numerosos espectrofotómetros comerciales. Algunos se han diseñado sólo para la región visible; otros se aplican en las regiones ultravioleta y visible. Unos pocos pueden realizar medidas desde el ultravioleta hasta el infrarrojo cercano (185 a 3000 nm). La aplicación principal de estos instrumentos es el análisis cuantitativo, aunque algunos proporcionan también espectros de absorción de buena calidad.

Hasta el momento hemos visto el funcionamiento de un espectrofotómetro en general, sin embargo, para fines de este trabajo de investigación, se estudia la espectrofotometría visible e infrarrojo cercano debido a que la oximetría maneja dos longitudes de onda, roja e infrarroja, tal como se vio en la sección 2.4.

3.1.1 Espectrofotometría UV-VIS

Al hablar de espectrofotometría en el espectro visible también se maneja una parte de la radiación ultravioleta. Esta porción del espectro electromagnético se conoce como UV-VIS porque contiene radiación que percibe el ojo humano. Esta región comprende entre los 180 y 1,100 nm. Además tiene una gran importancia en el análisis cuantitativo de compuestos. Los cálculos de la absorbancia de compuestos que absorben radiación UV-VIS usan la ley Beer-Lambert.

Este método es elemental en cualquier laboratorio analítico. Se aplica no sólo en componentes que tienen un espectro de absorción en esta región espectral, sino también a todos los componentes que llevan a cabo mediciones de absorción.

A continuación se describen las fuentes de luz, el sistema de dispersión y los detectores, que comúnmente se emplean en un espectrofotómetro para la región UV-VIS. Estos componentes son típicamente integrados en un mismo instrumento para hacer espectrofotómetros para análisis químico.

- **Fuentes de luz para la región UV-VIS**

Comúnmente son usadas dos fuentes de luz en el dominio espectral UV-VIS. Una lámpara ordinaria de filamento de tungsteno proporciona una distribución de longitudes de onda desde 320 a 2500 nm. Las lámparas de tungsteno-halógeno contienen una pequeña cantidad de yodo dentro de la cubierta de cuarzo donde está alojado el filamento [11,19]. El cuarzo permite que el filamento produzca mayores intensidades y amplía el rango de la lámpara hasta la región UV.

Las lámparas de deuterio (D_2) y también las de hidrógeno (H_2) se utilizan en la región UV. Una lámpara de deuterio consta de un tubo cilíndrico que contiene deuterio a baja presión, con una ventana de cuarzo por la que sale la radiación. En la tabla 3.1, se describen las características de las fuentes de radiación que se emplean en las regiones UV-VIS e infrarroja, así como el área de aplicación de cada una de éstas.

Tabla 3.1 Fuentes continuas para espectroscopia óptica [11].

Fuente	Rangos de longitud de onda, nm	Tipo de espectroscopia
Lámparas H ₂ y D ₂	160-380	Absorción molecular UV
Lámpara de tungsteno-halógeno	240-2500	Absorción molecular UV-VIS-NIR
Lámpara de tungsteno	350-2200	Absorción molecular VIS-NIR
Lámpara de Nernst	400-20 000	Absorción molecular IR
Alambre de nicromo	750-20 000	Absorción molecular IR
Globar	1200-40 000	Absorción molecular IR

- **Sistema de dispersión y monocromadores**

La luz emitida por la fuente es dispersada por una rejilla plana o cóncava con aproximadamente 1,200 líneas por milímetro. En el caso de los espectrofotómetros, la rejilla está montada en un monocromador, el cual extrae una banda espectral estrecha. La longitud de onda en estos instrumentos varía girando la rejilla (ver la figura 3.3). Las trayectorias ópticas con una distancia focal larga (0.2-0.5 m) conducen a un mejor rendimiento.

La figura 3.4 muestra el rango de longitudes de onda útiles para varios materiales ópticos que se emplean en las regiones UV, visible e IR del espectro. El vidrio común de silicato es adecuado para utilizar en la región visible y tiene la notable ventaja de su bajo costo. En la región UV y en longitudes de onda menores de 380 nm, el vidrio empieza a absorber y es necesario sustituirlo por silicio fundido o cuarzo.

- **Detectores**

El detector mide la luz de la señal a una determinada longitud de onda. Es un dispositivo de un sólo canal que convierte la intensidad de la luz seleccionada por un monocromador o por la posición, en este caso de un espectrógrafo, en una señal eléctrica. En este último caso, se usa un gran número de detectores en el formato de un arreglo de diodos que permite la detección simultánea de múltiples canales. Existen dos tipos de detectores: tubos fotomultiplicadores y semiconductores, por ejemplo fotodiodos de silicio y dispositivos de transferencia de carga (CCD/CID) [19].

Los tubos fotomultiplicadores han sido los detectores más empleados en espectrofotómetros. Su eficiencia depende del fotocátodo, el cual varía con la longitud de onda y con la ganancia de la señal proporcionada por la cascada de dinodos.

En espectrofotómetros comunes, los tubos fotomultiplicadores son remplazados por fotodiodos, los cuales tienen una excelente sensibilidad, linealidad, y rango dinámico. En los sistemas que se emplea el arreglo de diodos, cada diodo rectangular (15µm x 2.5 mm) está asociado con un capacitor. El circuito electrónico toma una muestra de la carga de cada capacitor. Mientras que el

tubo fotomultiplicador mide la intensidad instantánea en watts, un diodo mide la energía emitida en joules más de un intervalo de tiempo.

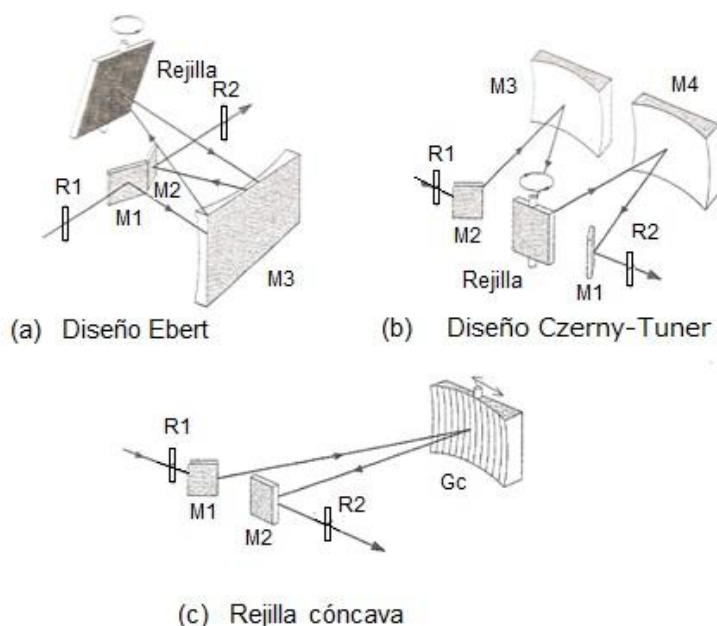


Figura 3.3. Monocromadores de rejilla. (a) Diseño Ebert: incorpora un solo espejo esférico cóncavo M_3 . (b) Diseño Czerny-Turner: incorpora dos espejos esféricos M_3 y M_4 . (c) Diseño con una rejilla cóncava G_c : permite una dispersión simultánea y concentra la radiación.

Fuente: Francis Rouessac.

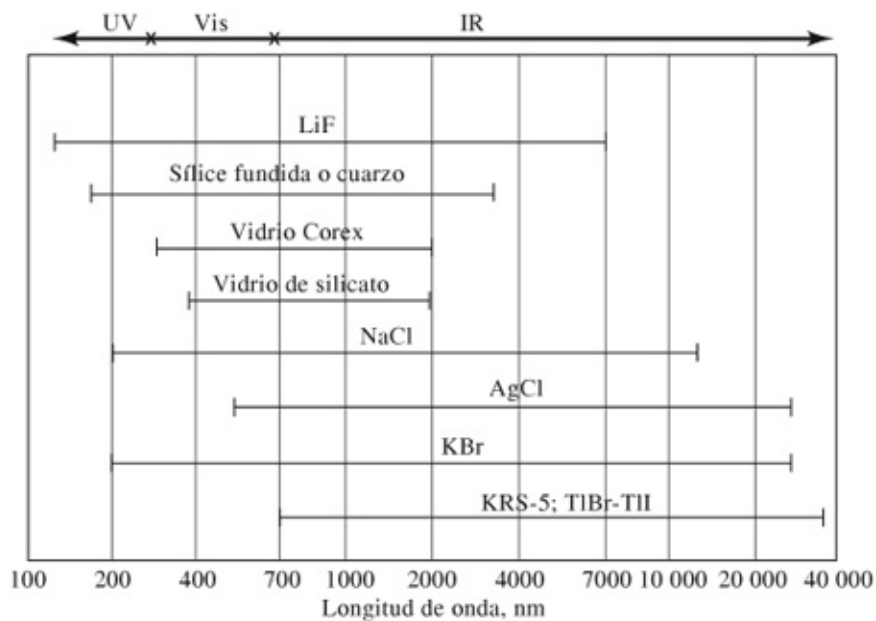


Figura 3.4. Rangos de transmitancia para varios materiales ópticos.

Fuente: Douglas A. Skoog

3.1.2 Espectrofotometría IR

La espectroscopia analítica en la región infrarroja (IR) incluye varios métodos basados en la absorción o reflexión de la radiación electromagnética en un rango de 780 nm a 1,000 μm . Este rango espectral se divide en tres grupos: IR cercano (0.78 a 2.5 μm), IR medio (2.5 a 15 μm) e IR lejano (15 a 1000 μm). El rango más accesible y empleado para obtener información estructural es el IR medio, debido a que las bandas de absorción forman una huella molecular, permitiendo así la detección de compuestos y la deducción de detalles estructurales.

- **Fuentes de radiación IR**

Las fuentes continuas para radiación IR se obtienen calentando sólidos inertes. Una fuente denominada Globar consta de una varilla de carburo de silicio; la radiación infrarroja se emite cuando el Globar se calienta a unos 1500 °C mediante el paso de electricidad. Una lámpara de Nernst es un cilindro de óxidos de circonio y de itrio que emite radiación IR cuando es calentado a alta temperatura por el paso de una corriente eléctrica. Las espirales de alambre de nicromo, calentadas eléctricamente, constituyen también fuentes de radiación de IR económicas [11, 18].

La radiación de estos materiales se emite con una distribución de longitud de onda característica de la temperatura de los mismos. La posición del máximo de radiación emitida depende de la temperatura del material emisor. La energía radiante decae con mucha rapidez en función de la longitud de onda a cada lado del máximo de energía.

En consecuencia, las fuentes de este tipo crean dos problemas principales. El primero es que la variación de la intensidad con la longitud de onda tiene que ser controlada con el objetivo de conseguir una representación lineal de los espectros, y el segundo problema es que el material de la fuente es muy sensible a la respuesta térmica y tiene que controlarse con cuidado [18].

- **Materiales ópticos para dispersión de la radiación IR**

Es necesario el empleo de cierto tipo de materiales cuya función es reflejar, transmitir y dispersar la radiación infrarroja, cuando va desde la fuente al detector, con el fin de obtener información sobre la interacción de la sustancia con la energía infrarroja radiante. Tanto el vidrio como el cuarzo y la sílice fundida absorben en la región IR a longitudes de onda mayores de 2.5 μm (ver la figura 3.4). Por lo tanto, los elementos ópticos para espectrometría IR están hechos de sales de haluros o, en algunos casos, materiales poliméricos.

La dispersión de la radiación por el prisma depende de su índice de refracción, que varía con los cambios de la frecuencia de radiación, ver la figura 3.5a. Los materiales a emplear son cristales con redes de coordinación iónicas, tales como cloruro de sodio, bromuro de potasio, cloruro de plata y bromoyoduro de talio (KRS-5), estos materiales son costosos y de fabricación difícil [18], y al examinar las características de dispersión de estas sustancias se encuentran más dificultades (ver la figura 3.5b).

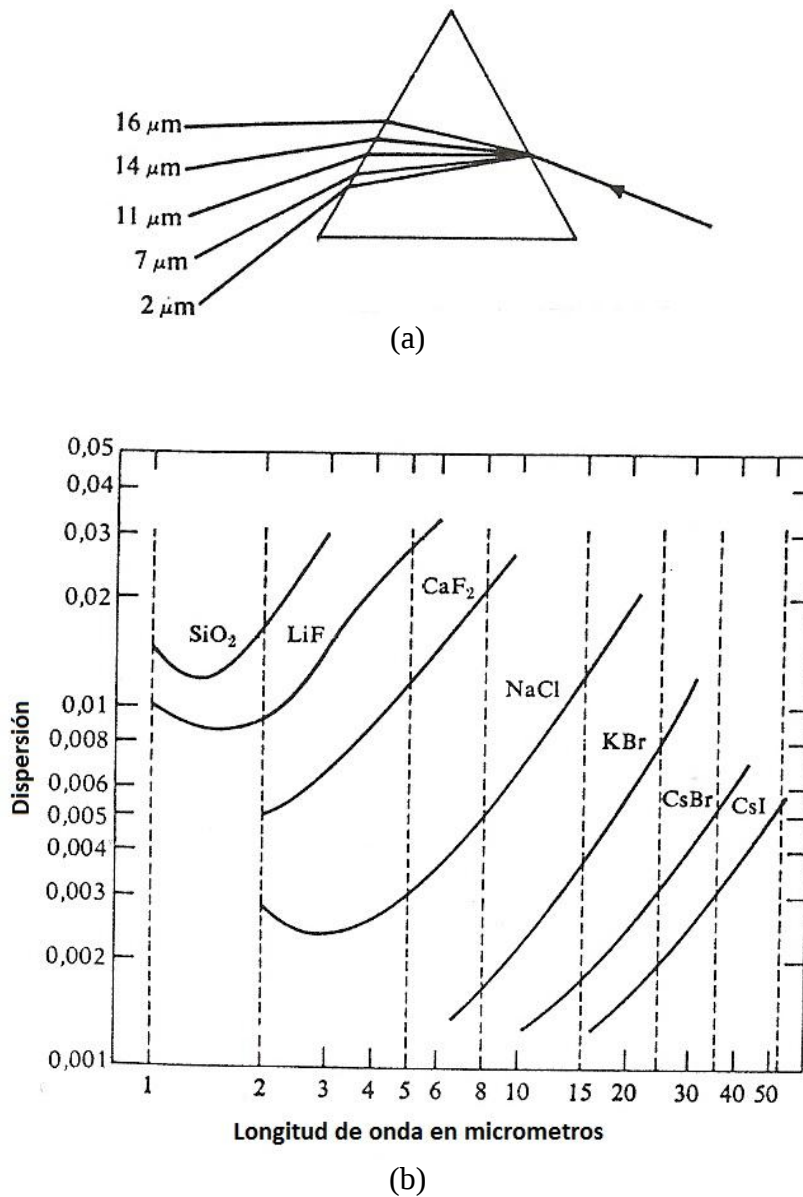


Figura 3.5. Dispersión de la radiación infrarroja por varios materiales ópticos empleados en distintos intervalos de la región infrarroja en función de la longitud de onda. (a) Dispersión de la radiación por un prisma. (b) Dispersión de materiales usuales de prismas.

Fuente: R. T. Conley.

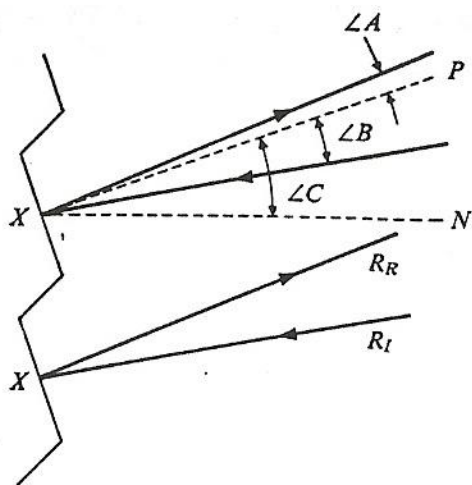
Algunas sustancias tienen buenas propiedades de transmisión pero tienen sólo una buena dispersión en partes limitadas de la región espectral. De esta forma, los espectrofotómetros que tienen prismas de estos materiales no alcanzan una alta resolución, a menos que se aproveche la región de máxima dispersión para cada material en un instrumento de prisma múltiple.

El empleo de aparatos con redes de difracción y de combinaciones de prismas y redes de difracción ha ayudado a resolver algunas de estas dificultades. En la mayoría de los aparatos disponibles se intenta compensar al máximo los distintos factores con el fin de conseguir las características ópticas más convenientes para obtener los mejores espectros.

- **Monocromadores y redes de difracción de la radiación IR**

En la práctica, se dispone de cierto número de métodos para aumentar la dispersión de la radiación infrarroja por el monocromador. Todos estos métodos emplean un prisma, una red o una combinación de ambos. La parte primordial del espectro de radiación se determina por el espejo de Littrow en un instrumento de prisma o por el ángulo de red en un instrumento de red. Al girar el espejo de Littrow o la red, las frecuencias que alcanzan la rendija de salida varían hasta llegar a la región deseada del espectro examinado.

Las redes ofrecen una mejor resolución que los prismas. Una red (ver figura 3.6) que refleja el infrarrojo lo hace en órdenes de $n \text{ cm}^{-1}$, con una progresión de $n, 2n, 3n, 4n, \dots \text{cm}^{-1}$, donde n es la reflexión de primer orden, $2n$, la de segundo orden, y así sucesivamente. En la práctica se excluyen los órdenes innecesarios colocando un prisma delante o un filtro óptico. Combinando los efectos del prisma con los de la red se obtiene un buen espectro. En la figura 3.7 se muestra la trayectoria óptica típica de un aparato simple de red.



Difracción de primer orden de la radiación infrarroja por una red, donde: $\angle A$ es el ángulo entre una línea perpendicular a la superficie del escalón y el rayo difractado; $\angle B$ es el ángulo entre la línea normal (perpendicular a la superficie sin escalar) y el rayo incidente; $\angle C$ es el ángulo de brillo. Cuando $\angle A = \angle B$, la intensidad del rayo difractado estará en un máximo (eficacia máxima de la red).

Figura 3.6. Dispersión de la radiación infrarroja por una red de difracción.

Fuente: R. T. Conley.

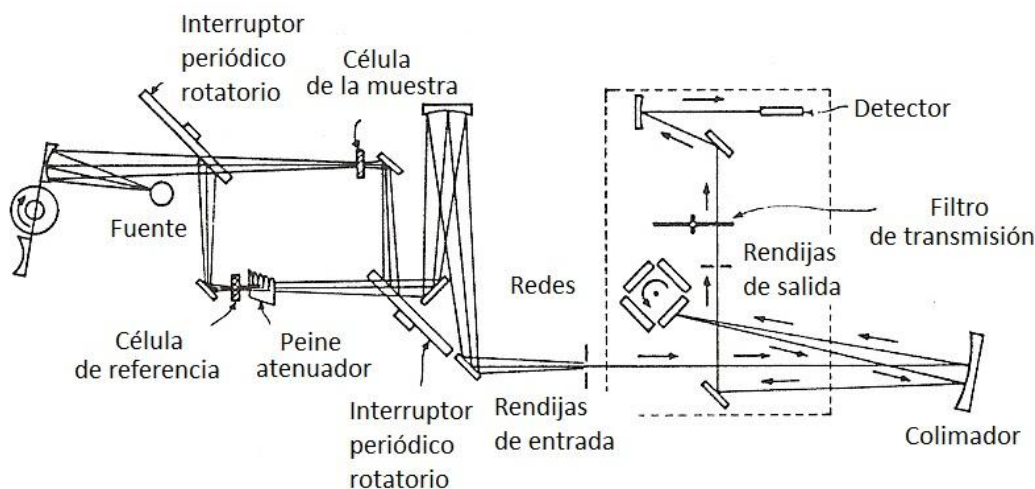


Figura 3.7. Trayectoria óptica de un espectrómetro de red.

Fuente: Beckman Instruments, Inc.

- **Sistemas de detección en los espectrofotómetros infrarrojos**

Los tres detectores empleados en los espectrofotómetros infrarrojos comerciales son: el bolómetro, el termopar, y la célula neumática de Golay. Estos dispositivos se basan en el efecto térmico producido cuando se absorbe la radiación infrarroja que incide en ellos. Las especificaciones para un dispositivo de detección deben ser: un área sensible pequeña, una baja capacidad calorífica, una respuesta rápida, un nivel de ruido bajo, una sensibilidad térmica alta y una absorptividad alta no selectiva para todas las frecuencias de la radiación infrarroja [18].

3.2 Aplicaciones de la espectrofotometría UV-VIS e IR

La mayoría de los problemas analíticos reales comienzan con una mezcla compleja, a partir de la cual es necesario aislar, identificar y cuantificar uno o más componentes de la misma. Se pueden plantear las siguientes preguntas: una, de carácter cualitativo: ¿de qué componente se trata?, y otra de carácter cuantitativo: ¿cuánto hay de ese componente?.

Para ello, se puede utilizar el método instrumental de análisis como es la espectrofotometría molecular basada en la radiación ultravioleta, visible e infrarroja. Este método se emplea mucho en la identificación y determinación de muchas especies inorgánicas, orgánicas y bioquímicas [20, 21, 22]. La espectroscopia de absorción molecular ultravioleta y visible se emplea en el análisis cuantitativo. Además, se calcula que más del 90% de los análisis en laboratorios clínicos se basan en la espectroscopia de absorción UV-VIS [11].

Por otro lado, la espectroscopia de absorción infrarroja es una herramienta poderosa para determinar la estructura de compuestos inorgánicos y orgánicos. Además, desempeña una función importante en el análisis cuantitativo, sobre todo en el área de la contaminación ambiental.

La espectroscopia de absorción basada en la radiación UV-VIS es una de las herramientas más útiles de las que el químico dispone para realizar diversos análisis cuantitativos. Entre las características importantes de los métodos espectrofotométricos se encuentran: diversidad de aplicaciones, alta sensibilidad, buena exactitud, facilidad y comodidad.

Las aplicaciones de los análisis de absorción no sólo son numerosas, sino que también abarcan todas las áreas en las que se busca información cuantitativa. El alcance de la espectrofotometría se visualiza al consultar los artículos publicados en la revista *Analytical Chemistry* [23, 24].

La espectrofotometría infrarroja identifica compuestos orgánicos e inorgánicos puros porque las especies moleculares absorben radiación infrarroja, y por eso, cada especie molecular tiene un espectro de absorción infrarrojo característico. De esta manera, existe una correspondencia exacta entre el espectro de un compuesto de estructura conocida y el espectro de un analito, al cual se identifica con claridad.

La absorción infrarroja ocurre no sólo en moléculas orgánicas, sino también en complejos metálicos de enlaces covalentes, que por lo general están activos en la región de infrarrojo de longitud de onda más grande. Los estudios espectrofotométricos infrarrojos han aportado mucha información útil sobre iones metálicos complejos.

La espectrofotometría infrarroja tiene la capacidad para determinar un número elevado de sustancias, ya que casi todas las especies moleculares absorben en la región del infrarrojo. Además, la singularidad del espectro infrarrojo proporciona un grado de especificidad que sólo igualan o mejoran unos pocos métodos analíticos. Esta especificidad tiene aplicación particular en el análisis de mezclas de compuestos orgánicos relacionados de manera estrecha.

El reciente incremento de reglas gubernamentales sobre contaminantes atmosféricos ha requerido el desarrollo de métodos sensibles, rápidos y muy específicos para diversos compuestos químicos. Al parecer, los procedimientos de absorción infrarroja satisfacen esta necesidad mejor que cualquier otra herramienta analítica. Diversos estudios de organismos ambientales, han establecido límites de tolerancia máximos para más de 400 compuestos químicos, y más de la mitad son determinados por espectrofotometría infrarroja, demostrando que el método proporciona un grado de selectividad bastante alto.

3.3 Fibras ópticas para la oximetría remota

Las consideraciones para la selección de la fibra óptica que permitirá realizar la oximetría via fibra óptica son:

- Espectro de transmisión en la banda roja e infrarroja.
- Atenuación baja en la banda roja e infrarroja.
- Pérdidas bajas en el enlace (doblesces, longitud, atenuación, etc).
- Fácil acoplamiento con el espectrofotómetro Ocean Optics.
- Capacidad de transmitir un nivel de potencia necesario para realizar la oximetría.
- Menor costo.

La fibra óptica es una estructura dieléctrica en forma de cilindro usualmente con una sección transversal circular. Su estructura y la distribución del índice de refracción es uniforme en todo el largo de la fibra. La distribución del índice de refracción en la sección transversal varía de tal manera que el índice es más grande en el núcleo de la fibra con respecto al revestimiento. El revestimiento está protegido por una cubierta de plástico. El revestimiento es lo suficientemente grueso para que la luz no se propague por la cubierta exterior.

- **Tipos de fibra óptica**

El material utilizado en las fibras para telecomunicaciones es silicio o plástico. En las fibras de silicio, el revestimiento es usualmente de silicio puro, mientras que el núcleo está dopado con otro material como germanio para incrementar el índice de refracción. Por otro lado, las fibras de plástico pueden consistir de núcleo de vidrio con revestimiento de plástico, o núcleo de plástico con revestimiento de plástico. De estas dos estructuras, se usa comúnmente la de núcleo de plástico con revestimiento de plástico, debido a que tanto el núcleo como el revestimiento tienen puntos similares de ablandamiento, lo que simplifica el proceso de producción.

Las fibras de plástico son más utilizadas en sistemas que requieren flexibilidad, por ejemplo en la conexión entre edificios por medio de fibra. Las características de atenuación de las fibras de plástico son peores comparadas con las fibras de vidrio, pero a pesar de esto, son frecuentemente usadas en aplicaciones informáticas de corta distancia, con una capacidad de transmisión de alrededor de 6 Mbps en una distancia de 50-200 metros [25].

Además, el manejo mecánico de las fibras de plástico es más fácil, sin embargo pueden dañarse más fácilmente que las fibras de vidrio y presentan un efecto mayor de atenuación en los empalmes. Las fibras de plástico funcionan en un rango menor de temperatura. Por lo tanto, las fibras ópticas de plástico no se pueden emplear en aplicaciones de alta temperatura y distancias grandes.

Las fibras ópticas de vidrio tienen una resistencia de tracción alta. Estas fibras son tan fuertes como los alambres de acero inoxidable del mismo diámetro. Para producir estas fibras, el vidrio debe ser extremadamente puro. Además, el interior del núcleo y el revestimiento debe estar libre de grietas microscópicas o defectos. Cuando la fibra está bajo presión, esta puede romperse en cualquiera de estos defectos.

Las fibras ópticas también pueden clasificarse de acuerdo al índice de refracción del núcleo, si es constante o no. La fibra que tiene un índice de refracción uniforme en el núcleo se conoce como fibra de índice escalonado (*SI-Step Index*). Si por el otro lado el índice varía en el núcleo entonces se llama fibra de índice gradual (*GI-Graded Index*).

Al mismo tiempo, las fibras se dividen en mono-modo (*SM-Single Mode*) y multi-modo (*MM-Multimode*). La fibra SM sostiene sólo un modo de propagación, sin embargo, la fibra MM maneja muchos modos. El diámetro de la fibra SM es aproximadamente de 8 μm , mientras que en la fibra MM es de entre 50-100 μm .

Las fibras MM presentan las siguientes ventajas sobre las fibras SM:

- Es fácil poner la potencia óptica dentro de la fibra y hacer empalmes entre ellas por tener un núcleo más grande.
- Los LEDs pueden usarse como fuente de luz en las fibras MM, mientras que las fibras SM tienen que ser excitadas con diodos láser (LD).

Los LEDs tienen una potencia óptica menor que los LDs, son más sencillos de hacer, más baratos, requieren un circuito menos complejo y tienen un tiempo de vida largo.

Una desventaja de las MM es la dispersión intermodal, pero puede superarse empleando un perfil de índice gradual. De esta manera, las fibras tienen un ancho de banda mucho más grande que las fibras SI-MM [26].

- **Atenuación de la fibra**

La atenuación de la fibra surge debido a varias pérdidas causadas por impurezas e irregularidades en el núcleo y revestimiento de la fibra. Estas pérdidas son por absorción, dispersión y doblamiento.

La luz que se propaga interactúa con el material de la fibra y causa que los electrones experimenten transiciones. Estos electrones ceden la energía absorbida emitiendo luz en otras longitudes de onda o en forma de vibraciones mecánicas que a su vez generan calor. Por lo tanto, la energía se remueve de la señal y es entregada en alguna otra forma.

De acuerdo a la figura 3.8, hay regiones del espectro donde las características de transmisión de las fibras son más favorables; asimismo, se ilustran los diferentes efectos que ocasionan pérdidas en la fibra óptica. Partiendo del conocimiento de estos picos con una fuerte atenuación, existen ventanas estrechas alrededor de ciertas longitudes de onda, las cuales no son afectadas por la absorción de los iones OH.

La primera ventana de transmisión es en 850 nm con una atenuación mínima de 2 a 3 dB/km aproximadamente. La segunda ventana está en 1300 nm, en esta región de mínima dispersión se emplean fibras de SI. La tercera ventana en 1550 nm presenta una atenuación alrededor de 0.5 dB/km. En la actualidad, están disponibles fibras con pérdidas de 0.18 dB/km y 0.17 dB/km, que son casi cercanas a la mínima atenuación posible de 0.154 dB/km en 1550 nm [25].

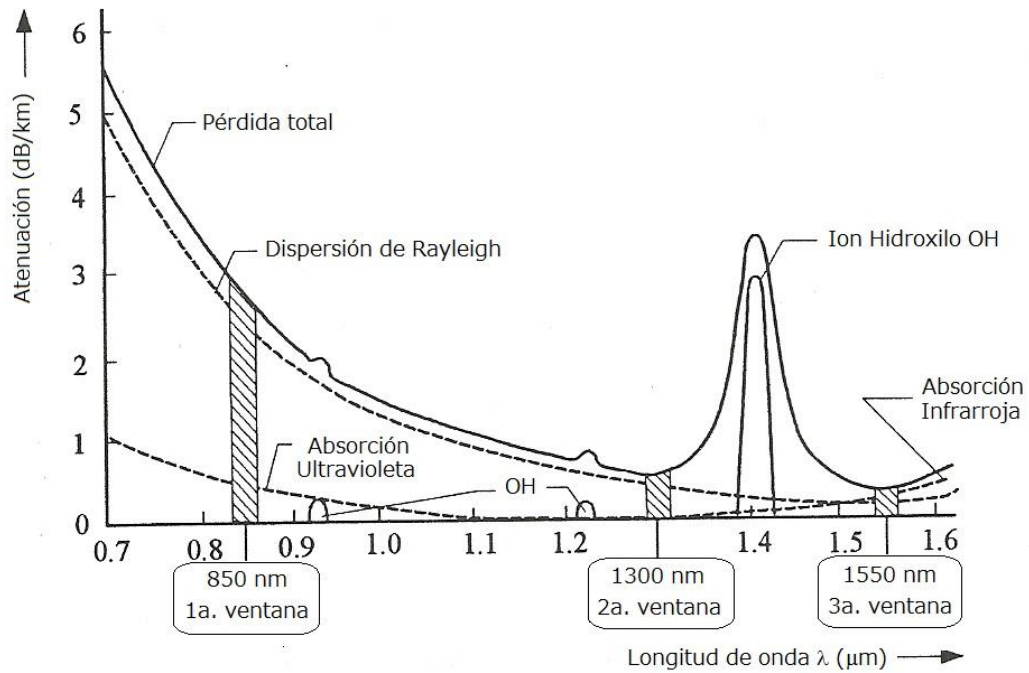


Figura 3.8. Variación de la atenuación con la longitud de onda en una fibra óptica de silicio.

Fuente: J. H. Franz

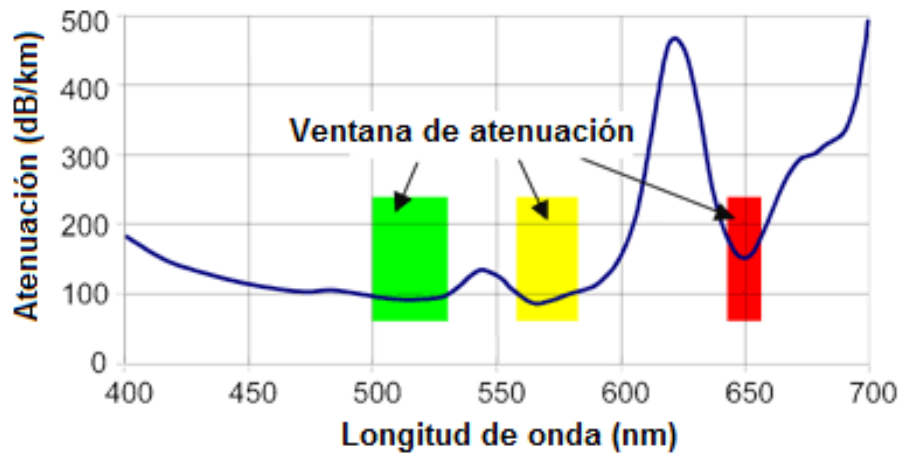


Figura 3.9. Ventanas de atenuación para la fibra óptica de plástico.

Fuente: Olaf Ziemann.

Sin embargo, para las fibras de plástico (POF-*Polymer Optical Fibers*), las características de atenuación son distintas. Las POF se están usando con mayor frecuencia en el rango de infrarrojo cercano para longitudes de transmisión cortas.

El poli-metilmetacrilato (PMMA) es un material que puede usarse para estructuras de guía de onda en el rango milimétrico [27]. La POF con núcleo de PMMA tiene tres ventanas de transmisión donde la atenuación es baja. Estas ventanas se ubican en $\lambda_1=525$ nm, $\lambda_2=575$ nm y $\lambda_3=650$ nm, tal como se muestra en la figura 3.9.

Las fibras ópticas de silicio conducen la luz infrarroja de una manera más eficiente que la luz visible. El equipo de transmisión utiliza fuentes infrarrojas (LED o láser), para cuya salida debe ser cuidadosamente calibrada hasta el centro de la fibra debido al bajo diámetro de ésta. La POF, sin embargo, es conductor de la luz visible, debido al diámetro mucho mayor de la fibra, los pequeños errores de cálculo o las fuertes vibraciones no interfieren.

En la tabla 3.2, se hace una recopilación de las características más sobresalientes de las fibras ópticas dependiendo del material empleado en su fabricación.

Tabla 3.2. Características de las fibras ópticas dependiendo del material de fabricación [25].

	Fibras de vidrio	Fibras de vidrio con revestimiento de plástico	Fibras de plástico
Diámetro del núcleo (µm)	5 - 10 para SM 30 - 100 para MM	50 – 100	200 - 600
Diámetro del revestimiento (µm)	125 para SM 125 - 500 para MM	125 – 15	450 - 1000
Apertura numérica	0.16 – 0.5 para MM	0.2 - 0.5	0.25 – 0.6
Coeficiente de atenuación (dB/km)	0.17 – 2	1 – 100	50 – 300

3.4 Fuentes de luz

Los requisitos exigidos a un fotoemisor dependen de la aplicación particular para la cual fue hecho. Por ejemplo, en ciertos usos industriales es necesario emplear una potencia muy elevada; sin embargo, en medicina la potencia debe adaptarse a las exigencias sanitarias.

Cuando el fotoemisor está destinado a formar parte de un sistema de comunicaciones ópticas, se demandan de él las siguientes propiedades:

- Potencia suficiente para vencer las pérdidas del medio de transmisión, de manera que la radiación alcance el receptor con un nivel superior a la sensibilidad de éste.
- Emisión a las longitudes de onda de interés.

-
- Tamaño y configuración del diagrama de radiación que maximicen el acoplamiento de potencia a las fibras.
 - Estabilidad y fiabilidad.
 - Costo razonable dentro del proyecto en el que será integrado.

Los principales fotoemisiones empleados en comunicaciones ópticas son los diodos emisores de luz y los láseres, particularmente los de semiconductor.

- **Diodo emisor de luz (LED)**

Un LED está formado por uniones de semiconductor que interactúan cuando son sometidas a una corriente externa con el fin de irradiar luz. Los materiales de la unión determinan la longitud de onda emitida. Los LEDs están típicamente formados por compuestos como el arseniuro de galio (GaAs), y producen luz en la banda de longitud de onda de 0.8-0.9 μm . Los LEDs son de tamaño pequeño (centímetros), son relativamente baratos, y producen radiación con una corriente baja. Sin embargo, están limitados por la potencia de salida (1-10 mW), y la divergencia del haz es grande [28].

El ancho espectral para un LED es de 50 a 100 nm aproximadamente, mientras que para un láser es alrededor de 2 nm (ver la figura 3.10). Por lo tanto se descarta el uso de este emisor de luz en enlaces a larga distancia. Además, debido a que su diagrama de radiación tiene menor directividad en comparación con los láseres, tienen una eficiencia inferior de acoplamiento a las fibras ópticas. Los LEDs se usan normalmente con fibras MM.

- **Láser**

Los láseres poseen determinadas características que los diferencian de otros emisores: elevada pureza espectral, emisión de haces altamente direccionales, grandes intensidades de radiación. Estas propiedades hacen que los láseres se empleen en distintos campos como la industria, la medicina o en telecomunicaciones.

Los láseres se clasifican en función del material donde se produce la emisión estimulada. De esta manera se distinguen los láseres de gas como el de Helio-Neón o el de dióxido de carbono; láseres de tintas orgánicas en donde el medio es un líquido; láseres de estado sólido como el de rubí; láseres de excímero, láseres de fibra óptica entre otros [29].

En el ámbito de las comunicaciones ópticas, el láser de semiconductor es el más destacado, por brindar las siguientes ventajas:

- Frecuencias de modulación elevadas, hasta decenas de GHz.
- Elevada eficiencia en la conversión de potencia eléctrica a potencia óptica.
- Su haz es altamente directivo.
- Dimensiones inferiores al milímetro, que facilitan su integración en circuitos electrónicos.

- Posibilidad de escoger la longitud de onda nominal, por medio de la selección del material semiconductor adecuado.
- Se emplean con fibras MM y SM.

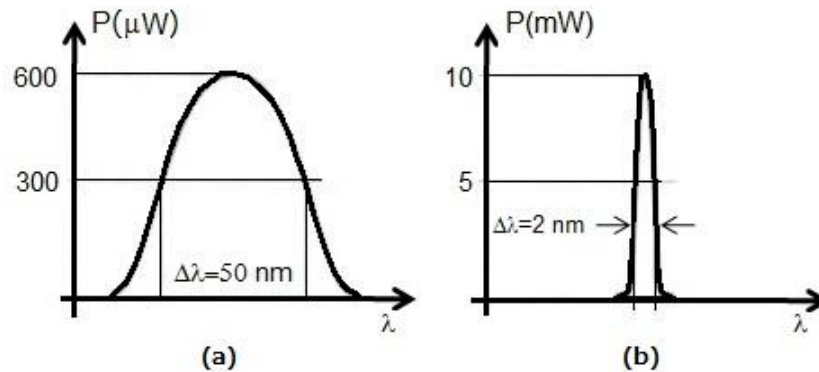


Figura 3.10. Espectro de emisión de (a) LED, (b) Láser.

Fuente: J. H. Franz.

3.5 Amplificadores ópticos

Un amplificador es un dispositivo que proporciona a su salida una réplica, pero con mayor nivel de potencia, de la señal a su entrada. Los amplificadores ópticos realizan esta función directamente sobre las señales en formato óptico, sin pasar por una conversión electrónica. Los amplificadores ópticos presentan las siguientes ventajas:

- Amplificación simultánea de múltiples señales con diferentes longitudes de onda.
- Mayor simplicidad que al emplear repetidores, disminuyendo la probabilidad de fallas y reducción de costos de mantenimiento.
- Posibilidad de emplear reflectómetros ópticos para supervisar los enlaces.

Sin embargo, los amplificadores presentan ciertas limitaciones:

- Cuando las señales en las fibras poseen niveles de potencia elevados, como resultado de la amplificación, suceden fenómenos no lineales que causan distorsiones y diafonía entre canales.
- Los amplificadores introducen un ruido adicional y es amplificado junto con la señal deseada.
- El ancho de banda del amplificador, o rango de frecuencias que es capaz de amplificar, es finito, y la ganancia no es uniforme en toda la banda.

Los amplificadores se clasifican en tres grupos:

- *Amplificadores de potencia:* se emplea a continuación de una fuente óptica, incrementando la potencia acoplada en la línea. Esta aplicación resulta conveniente para compensar las pérdidas ocasionadas por un modulador externo.
- *Preamplificadores:* se ubican inmediatamente antes del receptor con el objetivo de incrementar su sensibilidad global. En este caso, es suficiente una ganancia moderada.
- *Amplificadores de línea:* el amplificador se sitúa en medio del enlace de fibra, para compensar la atenuación de la señal al propagarse. Generalmente se instala una cascada de amplificadores repartidos en varios puntos a lo largo de la fibra.

- **Amplificadores de fibra dopada con erbio EDFA**

En la actualidad, los amplificadores más utilizados son los de fibra dopada, especialmente los de fibra dopada con erbio. Los amplificadores de EDFA tienen pérdidas bajas de inserción en las uniones de las fibras, presentan una sensibilidad mínima a la polarización, y poseen bajo ruido. El principal inconveniente que presentan es la restricción de su operación a una banda muy concreta de longitudes de onda, cercana a 1550 nm. Además, la ganancia no es uniforme para todas las longitudes de onda, pero la falta de uniformidad se reduce cuando el amplificador opera cerca de la saturación, y la curva de ganancia tiene comportamiento más plano [28, 29].

- **Amplificador láser de semiconductor, SLA**

Entre estos amplificadores se distinguen los amplificadores de Fabry-Perot y de onda progresiva. Los amplificadores de Fabry-Perot amplifican la señal en sus múltiples reflexiones a través del dispositivo. Su mayor inconveniente es que la estructura se comporta como un filtro cuya respuesta en frecuencia consta de una serie de bandas de paso periódicamente espaciadas.

En los amplificadores de onda progresiva (TWSLA-*Travelling Wave SLA*), la amplificación tiene lugar en un sólo paso, sin producir realimentación. Por otro lado, la longitud de éste se alarga con respecto a los diodos láser convencionales, consiguiéndose así aumentar la ganancia.

Los amplificadores de semiconductor son de tamaño reducido, son fáciles de construir a distintas longitudes de onda al variar la composición del material. Sin embargo, estos amplificadores tienen pérdidas al acoplarse con la fibra óptica, debido a la geometría circular en la fibra y rectangular en el amplificador. Por su geometría rectangular, el amplificador es sensible a la polarización de la señal, es decir, no amplifica en igual grado las dos polarizaciones.

- **Amplificadores de efecto Raman o Brillouin**

Los efectos Raman y Brillouin son efectos no lineales con la potencia, en este caso no se produce una excitación electrónica en el interior de la fibra, debido a la interacción con fonones. El funcionamiento de estos sistemas exige el bombeo con luz a una longitud de onda que está separada de la que nos interesa amplificar.

Los amplificadores Raman tienen anchuras espectrales de hasta 40 nm para las longitudes de onda de interés y ganancias que alcanzan los 40dB. Para obtener ganancias ópticas respetables es necesario longitudes de fibra del orden de 50 km.

Por el contrario los amplificadores basados en la dispersión Brillouin tienen características muy distintas. Los anchos de banda de amplificación son de 50 MHz (para una longitud de onda de emisión de 870 nm es una anchura de 10^{-4} nm, esto limita la aplicación a comunicaciones de baja velocidad y con espectros de emisión muy estrechos, la ventaja es que con una potencia de bombeo de 10mW se pueden conseguir ganancias de 20 dB [28].

En la figura 3.11 se muestran las curvas de ganancia de los amplificadores descritos anteriormente.

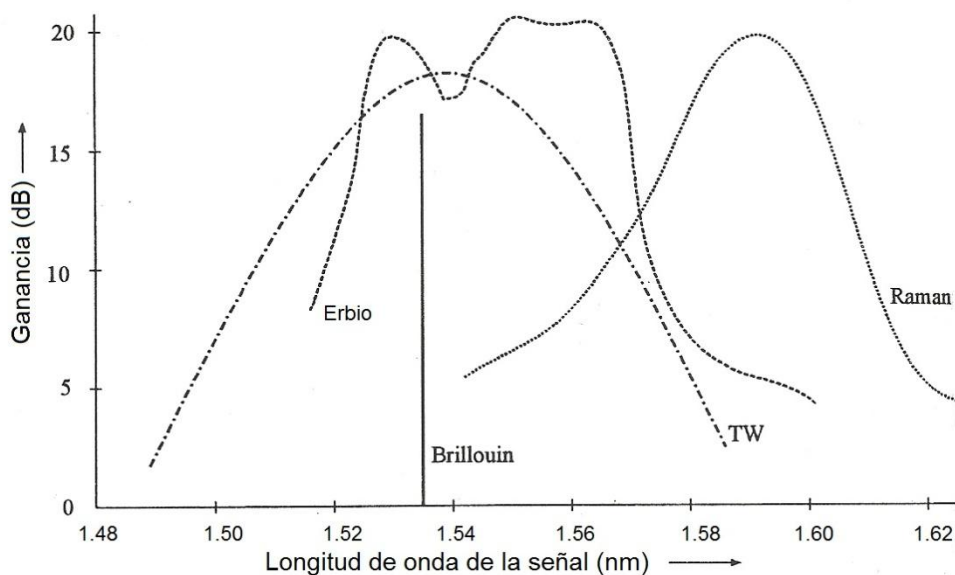


Figura 3.11. Curvas de ganancia de varios amplificadores ópticos.

Fuente: G. Keiser.

3.6 Conclusiones

Las técnicas espectrofotométricas han demostrado ser una herramienta de gran utilidad para el análisis cualitativo y cuantitativo de varios tipos de compuestos. Estas técnicas pueden emplearse en distintas áreas de aplicación como en la investigación de materiales, el sector industrial, el sector ambiental, y también en el sector salud.

Cada una de estas técnicas tiene un diseño especial de acuerdo al rango espectral en el que se esté trabajando (ultravioleta, visible, infrarrojo). Por lo que esto define el tipo de material que es más conveniente emplear en la fabricación de espectrofotómetros.

La fibra óptica se ha convertido en un elemento, fácil de manejar, ligero, y a la vez robusto, que proporciona a los sistemas de comunicaciones una velocidad de transmisión mucho mayor que el cable de cobre, además de transmitir una mayor cantidad de datos.

El campo de aplicación de la fibra óptica, ya sea de vidrio o de plástico, es cada vez más amplio, desde una red de computadoras local, hasta enlaces transoceánicos; desde sensores industriales, hasta sensores biomédicos. De acuerdo a la aplicación que se requiera, puede encontrarse el tipo de fibra más conveniente así como sus dispositivos complementarios como fuentes de luz, amplificadores ópticos y detectores.

Las ventajas que provee la fibra óptica favorecen su aplicación en el campo de la oximetría y se pueden aprovechar en aplicaciones de telemedicina.

4

DESARROLLO DE UNA PROPUESTA DE OXIMETRÍA REMOTA VÍA FIBRAS ÓPTICAS

La propuesta consiste en el empleo de un espectrofotómetro al cual se le adaptarán fibras ópticas, estos elementos proporcionarán el espectro de absorción de la hemoglobina que indica la concentración de oxígeno en la sangre. Como se revisó en la sección 3.3, la fibra óptica también se emplea en la medicina como parte de dispositivos que sirven para el sensado de alguna sustancia orgánica. Para el caso de este trabajo la aplicación que concierne a la fibra óptica es la transmisión de la radiación óptica desde la fuente de luz y pasando a través del órgano del paciente (oreja o dedo) y después sea analizada por el espectrofotómetro.

En las conexiones entre la fuente de luz, el paciente y el espectrofotómetro, se emplearán fibras ópticas. En la figura 4.1, se presenta el plano del piso de un hospital en donde el paciente se encuentra en una habitación distante del cuarto de monitoreo, ya sea en el mismo piso o en cualquier otra parte del edificio.

El cuarto de monitoreo se equipará con los instrumentos necesarios que permitan registrar la condición del paciente remotamente con el objetivo de hacer un diagnóstico fiable. Entre estos instrumentos o dispositivos se podrá adaptar el oxímetro que se desarrolló durante este trabajo de investigación, el cual se encargará de medir la concentración de oxígeno de la sangre vía fibras ópticas.

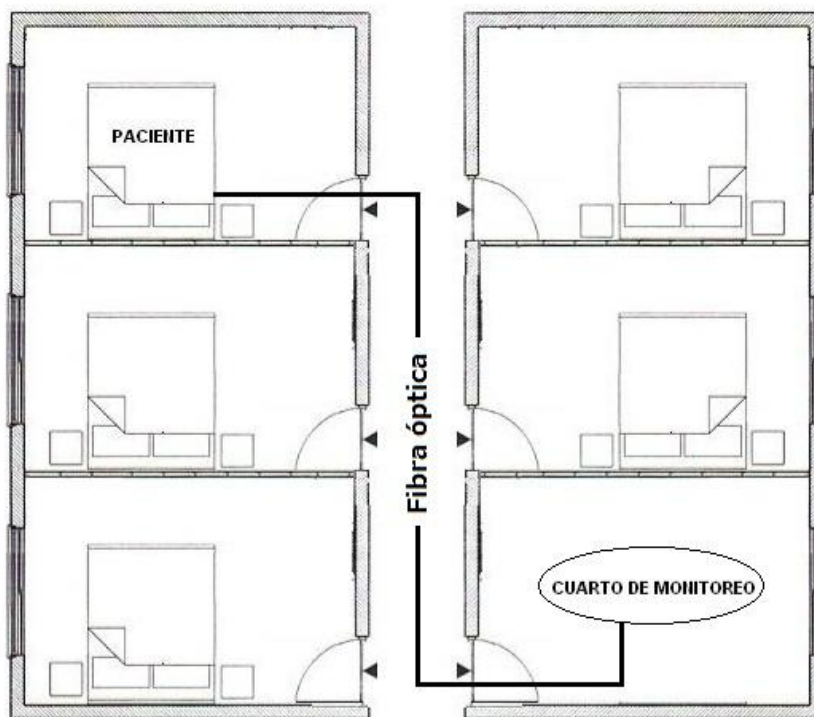


Figura 4.1. Plano de planta donde se ubican al paciente y el cuarto de monitoreo.

4.1 Consideraciones para la selección de intervalos espectrales para la oximetría remota

En la sección 2.4, se ha explicado que la sangre se compone por dos absorbentes de luz, Hb y HbO₂, y además el primero es más susceptible a la luz roja que a la luz infrarroja y viceversa. Partiendo de esta información utilizaremos una fuente de luz que pueda cubrir estas dos longitudes de onda.

En el Laboratorio de Comunicaciones Ópticas del Departamento de Ingeniería en Telecomunicaciones de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, se cuenta con una fuente de luz Ocean Optics que proporciona iluminación y excitación en el rango VIS-NIR (360 nm-2500 nm), para mediciones de absorbancia. La fuente de luz LS-1 Tungsteno-Halógeno ofrece un conector SMA905 para acoplarse con espectrofotómetros de fibra óptica de la misma empresa y otros accesorios, incluyendo fibras ópticas, contenedores para cubetas y sondas.

Además, la fibra óptica empleada debe ser útil a las longitudes de onda en donde los dos principales absorbentes presentan su nivel más alto de absorbancia. En la sección 3.3 se mencionaron diferentes tipos de fibra óptica. Del análisis realizado se concluyó que las POF-PMMA son las más adecuadas para esta aplicación, debido a que poseen un diámetro mucho mayor que las fibras ópticas de vidrio. Además, las POF-PMMA maximizan el acoplamiento de la potencia de radiación de la fuente de luz LS-1 y además, son fáciles de acoplar al espectrofotómetro. También el rango de transmisión espectral de estas fibras coincide con el rango espectral de la oximetría.

El nuevo oxímetro que proponemos en este trabajo consta de los siguientes elementos (ver la figura 4.2):

1. Fuente de luz marca Ocean Optics LS-1 de Tungsteno-Halógeno.
2. Espectrofotómetro marca Ocean Optics modelo PC1000-ISA.
3. Para la conexión entre el espectrofotómetro y el dispositivo transductor se considera el uso de las POF-PMMA.
4. Un dispositivo transductor que acopla ópticamente las fibras con el órgano del paciente (o con la muestra de sangre).
5. Una computadora en donde se procesa y se almacena el espectro de absorción.
6. Un monitor en el cual se visualiza el espectro de absorción de la muestra.

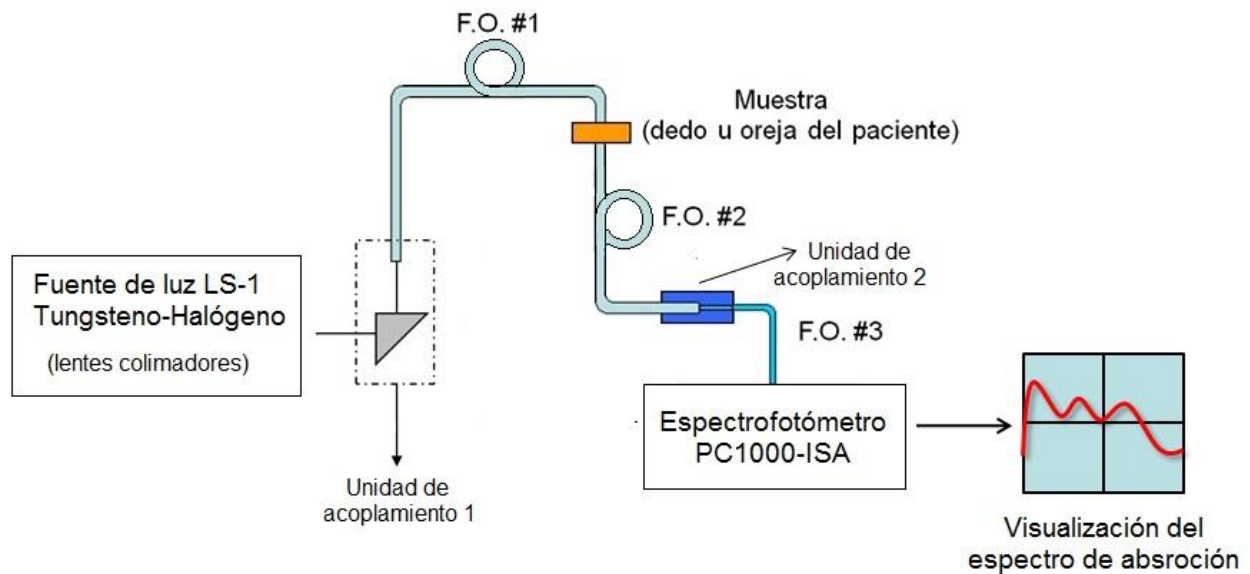


Figura 4.2. Estructura del oxímetro propuesto con fibras ópticas.

4.2 Instalación experimental y la metodología de estudio

4.2.1 Descripción de la instalación experimental y equipos de medición

En el Laboratorio de Comunicaciones Ópticas, se cuenta con dos espectrofotómetros que en principio sirven para los fines del presente trabajo:

1. Espectrofotómetro marca ANDO modelo AQ6317 [30].
2. Espectrofotómetro marca Ocean Optics modelo PC1000-ISA [31].

Las especificaciones técnicas de los dos espectrofotómetros se presentan en las Tablas 4.1 y 4.2, respectivamente.

Tabla 4.1. Especificaciones técnicas del espectrofotómetro marca ANDO modelo AQ6317.

Dimensiones físicas	425 x 222 x 450 mm *
Peso	Aprox. 30 kg
Fibras compatibles	SM, GI (50/125 μ m)
Rango de medición de longitud de onda	600 a 1750 nm
Resolución de longitud de onda	Max. resolución: 0.015 nm
Conector óptico	FC (estándar)

Fuente: www.ando.com

*largo x ancho x profundo

Tabla 4.2. Especificaciones técnicas del espectrofotómetro marca Ocean Optics modelo PC1000- ISA.

Dimensiones físicas	139 mm x 99 mm x 19 mm *
Peso	200 g (sin cubierta)
Espectrómetro	
Diseño	Czerny-Turner asimétrico cruzado
Distancia focal (entrada)	42 mm
Distancia focal (salida)	68 mm
Conector de fibra de entrada	SMA 905
Rejillas	14 diferentes rejillas
Ranura de entrada	Ranuras de 5, 10, 25, 50, 100, o 200 μ m. (Las ranuras son opcionales. En la ausencia de la ranura, la fibra actúa como ranura de entrada.)
Detector	Sony ILX511 CCD
Responsibilidad del detector	200-1100 nm

Fuente: www.oceanoptics.com

* largo x ancho x profundo

El espectrofotómetro marca ANDO modelo AQ6317 (ver la figura 4.3a) es un analizador avanzado de espectros ópticos, con un rango amplio de aplicaciones, incluyendo evaluación de fuentes de luz, mediciones de la pérdida de las características de longitud de onda en dispositivos ópticos y análisis de sistemas WDM (Multiplexación por División de Longitud de Onda). Este dispositivo es un instrumento con características muy altas, su costo es muy elevado (\$40,000 USD), y se aplica principalmente en un laboratorio de investigación científica.

El espectrofotómetro Ocean Optics modelo PC1000-ISA (ver la figura 4.3b) es un instrumento mucho más sencillo, pequeño y económico (\$3,000 USD), sus aplicaciones son menos exigentes, tales como el análisis espectral cuantitativo de soluciones incluso de algunos compuestos orgánicos.



(a)



(b)

Figura 4.3. Espectrofotómetro (a) ANDO modelo AQ6317, (b) Ocean Optics PC1000-ISA.

Fuente: Sitio web de los fabricantes [30, 31].

La comparación entre las especificaciones técnicas, dimensiones, masa y el costo de los dos instrumentos (tablas 4.1 y 4.2) indica que la diferencia principal entre estos dos equipos consiste en que el primero tiene una resolución espectral y sensibilidad muy alta; mientras que el segundo es un dispositivo sencillo y económico con características técnicas mucho más bajas.

Lo más atractivo del espectrofotómetro Ocean Optics es su fácil manejo, por lo que este instrumento fue considerado como elemento básico en el desarrollo de la presente aplicación. El rango espectral de operación y la resolución espectral del espectrofotómetro Ocean Optics satisface las necesidades para la presente aplicación. Al inicio del presente trabajo no estaba claro si la sensibilidad del espectrofotómetro PC1000-ISA satisfaría las necesidades requeridas, por lo cual el estudio de esta posibilidad fue incluido en la lista de tareas experimentales por realizar (los resultados obtenidos se presentan en la sección 5).

- **Descripción del espectrofotómetro Ocean Optics PC1000-ISA**

El sistema completo que podrá sensar la sustancia de estudio consta de la fuente de luz, el contenedor de la muestra por analizar y el espectrofotómetro. El espectrofotómetro se encuentra incrustado en una tarjeta PCI. Esta tarjeta se conecta a la tarjeta madre de la computadora. La tarjeta PCI tiene un convertidor ADC500 ISA-bus (convertidor Analógico/Digital) y tiene una frecuencia de muestreo de 500 kHz. Estos elementos se ilustran en la figura 4.3b.

El software con el que funciona el espectrofotómetro es el OOIBase32. El software se personaliza a cada usuario y a sus necesidades. Es un programa avanzado de adquisición y visualización, que proporciona una interfaz de tiempo real y varias funciones para el procesamiento de la señal. Con OOIBase32, el usuario tiene la capacidad de realizar mediciones espectroscópicas de absorbancia, reflectancia y emisión. La interfaz del software se muestra en la figura 4.4. El eje vertical nos indica las unidades de absorbancia, porcentaje de transmisión o intensidad, y en el eje horizontal despliega la longitud de onda en nanómetros (nm).

El módulo con mayor tamaño que se observa en la figura 4.3b es un banco óptico. Dentro de este elemento la luz se procesa para poder generar un espectro de absorción. La figura 4.5 muestra cómo la luz se mueve a través del banco óptico Czerny-Turner asimétrico cruzado. A continuación se describen los elementos que lo componen, así como el trayecto de la luz dentro del banco óptico.

La luz proveniente de la fibra entra al banco óptico a través del conector SMA 905 [1]. El conector coloca de forma precisa el final de la fibra para que quede correctamente unida con la rendija de entrada [2] y el filtro de absorbancia [3]. El filtro tiene una banda de transmisión y una de bloqueo, ambas restringen la radiación a una región determinada de longitudes de onda para eliminar efectos de segundo y tercer orden.

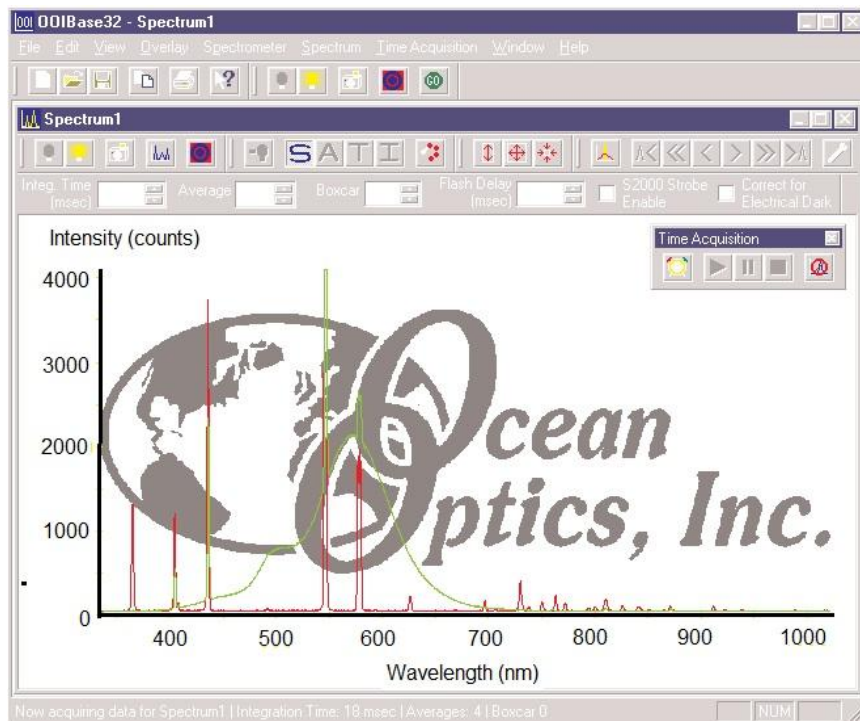


Figura 4.4. Interfaz gráfica del software OOI Base32.

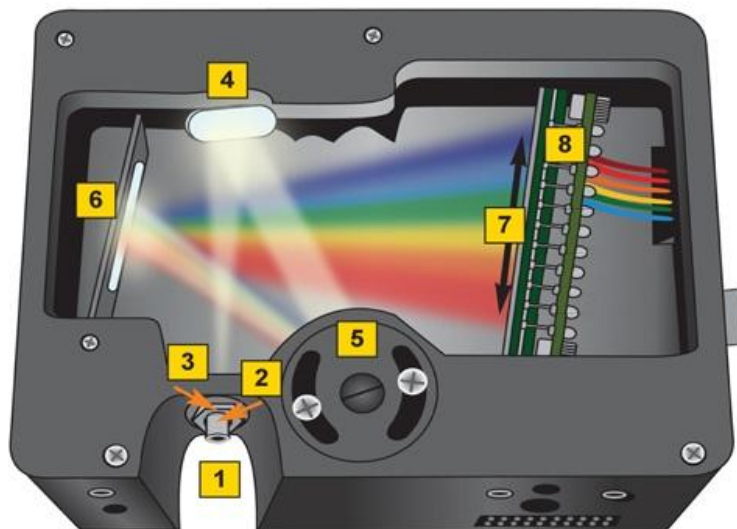


Figura 4.5. Diagrama del banco óptico Czerny-Turner asimétrico cruzado.

Fuente: Figuras 4.4 y 4.5 - Ocean Optics, Inc.

El espejo colimador [4] refleja la luz hacia la rejilla de difracción [5] como un haz colimado. La rejilla se gira y después se fija cuando se ha seleccionado la longitud de onda de inicio. Posteriormente, el espejo [6] concentra los espectros en el plano del detector. El lente cilíndrico [7] incrementa la recolección de luz y reduce la luz externa. El arreglo lineal de detectores CCD [8] responde a la longitud de onda que llega a cada pixel. Finalmente, los elementos electrónicos conducen el espectro completo al software [32].

El espectrofotómetro usa una fuente de luz de Tungsteno-Halógeno que trabaja en el rango de la luz visible e infrarrojo cercano, es decir, en un rango de longitud de onda de 360-2500 nm. Añadida a la fuente de luz se tiene un sistema de muestreo, el cual consiste en un sujetador de cubetas cuadradas de 1 cm de lado y almacenan un volumen de 5 ml (ver la figura 4.6).

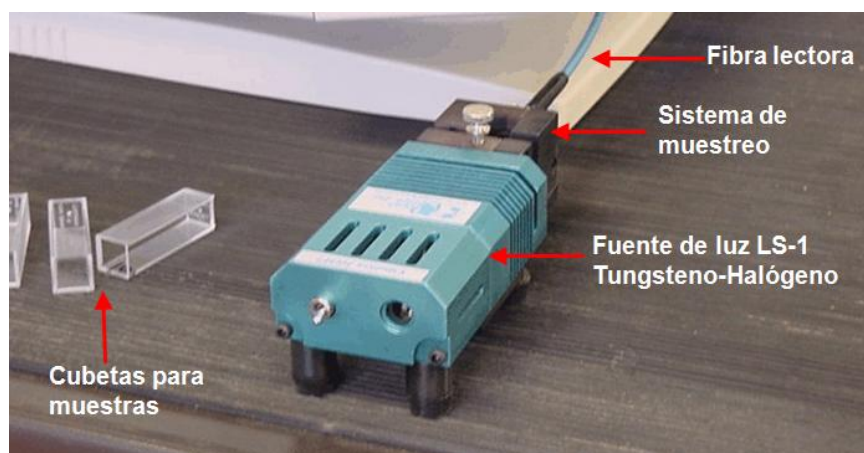


Figura 4.6. Lámpara LS-1, cubetas para muestras y la fibra óptica del espectrofotómetro.

Fuente: Data Sheet Ocean Optics.

El dispositivo de muestreo se acopla con el espectrofotómetro vía fibra óptica. La fibra tiene un diámetro de 100 μm y opera a longitudes de onda de UV-VIS (200-750 nm). El núcleo de la fibra es de cuarzo y el revestimiento es de cuarzo dopado. Su apertura numérica es 0.22, el perfil de la fibra es multimodo de índice escalonado. En la sección 3 se describieron los componentes de un espectrofotómetro y uno de ellos es la rendija de entrada. La fibra óptica que se ilustra en la figura 4.6 actúa como la rendija de entrada del espectrofotómetro PC1000-ISA. A esta fibra también se le llama fibra lectora.

- **Elementos de la maqueta funcional del oxímetro:**

La maqueta funcional del oxímetro con fibras ópticas objeto del presente estudio cuenta con los siguientes elementos:

- Fuente de luz LS-1 de Tungsteno-Halógeno.
- Espectrofotómetro Ocean Optics.
- Fibra de plástico de PMMA modelo CD-1000-1 Shenzhen Dasheng, Optoelectronic Technology Co. Ltd.
- Placa de aluminio sólido para sujetar las unidades de desplazamiento.
- Dos unidades de desplazamiento MicroBlock modelo MBT616 con alta resolución.
- Unidad de acoplamiento (espejo a 45°) entre la fuente de luz y las fibras ópticas.
- Dos placas de aluminio en L para sujeción de la fibra óptica. Estas placas alinean la fibra óptica con el haz reflejado 90° de la fuente de luz.

Las características de la POF-PMMA son las siguientes:

Atenuación (dB/m)	< 0.2
Apertura numérica	0.5
Diámetro del núcleo (mm)	0.98

La maqueta funcional se muestra en la figura 4.7 con todos los elementos descritos anteriormente.

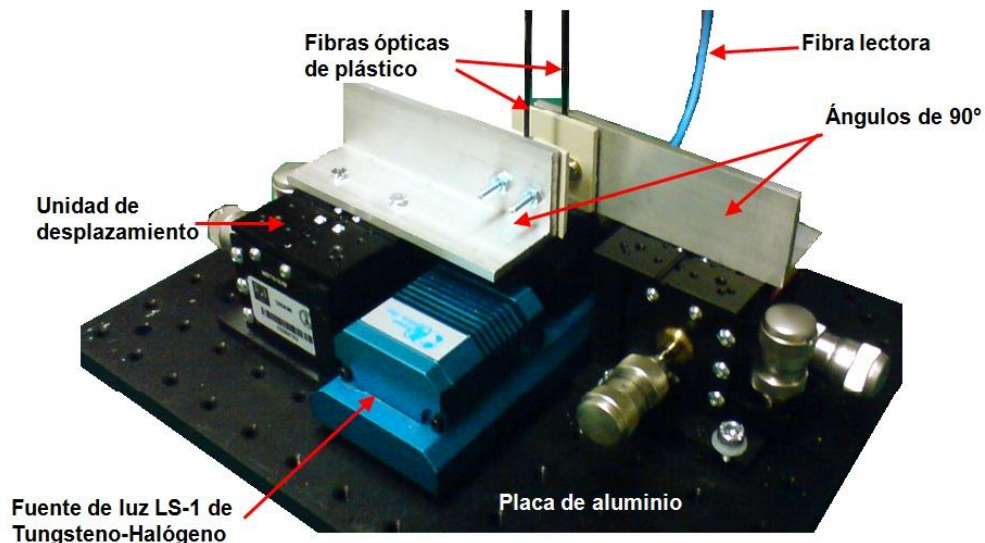


Figura 4.7. Fotografía de la instalación experimental.
Base con dos unidades de desplazamiento, la fuente de luz LS-1, y elementos para sujetar la POF-PMMA.

4.2.2 Metodología de la caracterización experimental de diversos elementos del oxímetro

La caracterización experimental de los diversos elementos del oxímetro incluyó: el estudio de diferentes acopladores empleados entre las fibras ópticas y el espectrofotómetro; medición de la intensidad de la señal con fibras ópticas de diferentes tipos y longitud; y la medición de los espectros de la absorción de las muestras de sangre *in vitro*.

En la caracterización de acoplamiento, transmisión óptica, intensidad de las señales y los efectos de las conexiones, se midió la potencia óptica antes y después de pasar por el elemento bajo prueba. Para acoplar la fuente de luz o lámpara LS-1 con la POF se empleó un espejo a 45°, de tal manera que desviara el haz perpendicularmente hacia la POF, como se indica en el esquema de la figura 4.8.

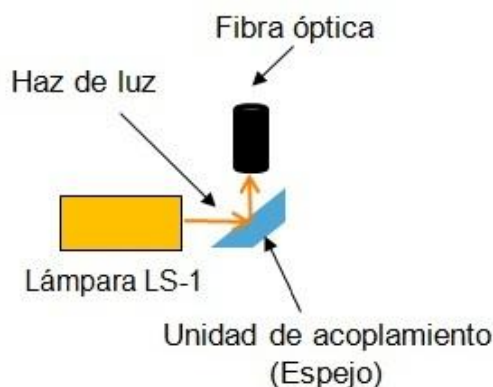


Figura 4.8. Esquema de acoplamiento de la lámpara LS-1 con la POF.

El software OOIBase32 calcula la absorbancia, Abs_{λ} , usando la siguiente ecuación:

$$Abs_{\lambda} = \log \left(\frac{M_{\lambda} - D_{\lambda}}{R_{\lambda} - D_{\lambda}} \right) \quad (3)$$

donde M es la intensidad de la muestra en λ , D (Dark) es la intensidad bloqueando la fuente de luz y R es la intensidad de la sustancia de referencia a la misma longitud de onda que M .

Las unidades de absorbancia (A) son no-dimensionales. La medición de *Dark* el software la calcula cuando es obstruida la fuente de luz, esto es, entre la fuente de luz y la fibra de lectora, se coloca un material absorbente, como un cartoncillo negro, de tal manera que la luz no pase al fotodetector.

El procedimiento de medición del espectro de absorbancia de una muestra con el espectrofotómetro Ocean Optics es el siguiente:

1. Se mide y almacena el espectro de referencia asegurándose que nada bloquea el paso de la luz.
2. Se mide y almacena el espectro bloqueando completamente la luz que va hacia la muestra (*Dark spectrum*).
3. Se procede con la medición del espectro de absorbancia, asegurándose que la muestra está en el lugar correspondiente y que nada esté bloqueando el paso de la luz hacia la muestra.

Realizando el procedimiento descrito anteriormente se visualiza finalmente el espectro de absorción de la muestra en cuestión en la pantalla de la computadora.

Los resultados obtenidos a partir de la metodología establecida en esta sección, se reportan en la sección 5, en la cual se presentan los resultados de diferentes configuraciones de la maqueta funcional y variaciones entre los elementos que la componen para determinar qué elementos y configuraciones son mejores para obtener resultados aceptables para la oximetría.

4.3 Conclusiones

El estudio efectuado nos permite llegar a una conclusión que la fibra óptica más indicada para la presente aplicación es la de plástico, debido a que:

1. Tiene un diámetro más grande que las de silicio. Esto da la oportunidad de aprovechar todo el haz incidente, proveniente de la fuente de luz del espectrómetro.
2. Presentan un espectro de transmisión en la banda roja e infrarroja que corresponde al espectro de sangre en el intervalo de nuestro interés.
3. Es el tipo de fibra óptica más económico y sencillo para manejar.

Tomando en cuenta las características específicas de la presente aplicación (en el sector de Salud) tales como equipos de fácil manejo, que no necesiten de gente especializada para brindar mantenimiento al equipo, que sea costeable para la institución de salud. En el presente trabajo se considera el uso de un espectrómetro económico, sencillo de manejar y que además cubre las necesidades en cuanto a rango y resolución espectral. Asimismo, la fuente de luz de Tungsteno-Halógeno LS-1 brinda el rango espectral para realizar la oximetría.

5

RESULTADOS

5.1 Pruebas de funcionamiento del espectrofotómetro Ocean Optics modelo PC1000-ISA

La primera serie de experimentos consistió en realizar pruebas del espectrofotómetro PC1000-ISA, obteniendo el espectro de absorción de sustancias cuyo espectro de absorción es conocido. La primera de ellas es el permanganato de potasio (KMnO_4).

El permanganato de potasio es un sólido cristalino púrpura, soluble en agua y se obtiene por oxidación electrolítica de mineral de manganeso. Está compuesto por 24.74 % de potasio (K), 34.76 % de manganeso (Mn) y 40.50 % de oxígeno (O). Su peso molecular es 158.03 g/mol. Es no inflamable, sin embargo acelera la combustión de materiales inflamables y si este material se encuentra dividido finamente, puede producirse una explosión.

Es utilizado como reactivo en química orgánica, inorgánica y analítica; como blanqueador de resinas, ceras, grasas, aceites, algodón y seda; en teñido de lana y telas impresas; en el lavado de dióxido de carbono utilizado en fotografía y en purificación de agua [34].

Con una balanza analítica se midieron 0.06 g de KMnO_4 , y se preparó una disolución con agua destilada. Se prepararon 100 ml de solución patrón, con una concentración de 3.79×10^{-3} mol/L. En un vaso de precipitados de 50 ml se vertieron 3ml de solución patrón y se enrasa hasta 30 ml con agua destilada, representando una disolución del 10%.

Con el mismo procedimiento se prepararon disoluciones del 20%, 40%, 60%, 80% y 100%. En la celda o cubeta para muestras se tomó una porción de cada disolución y se midió su espectro de absorción. La sustancia de referencia fue el agua destilada.

Se observó que cuando el haz de luz blanca proveniente de la lámpara LS-1 atraviesa el agua destilada no sufre modificaciones; pero al añadir permanganato de potasio, la luz que emerge es de color violeta. La solución de permanganato de potasio permite el paso de luz azul y roja, pero absorbe las demás radiaciones del haz incidente. En la figura 5.1 se ilustra el espectro de absorción de las diferentes disoluciones preparadas. En todos los espectros se observa una absorción significativa entre 500 y 600 nm, comparado con el resto del rango espectral.

En la mayoría de las disoluciones se obtuvo la absorbancia máxima en $\lambda_{\text{exp}}=567$ nm. A partir del análisis de los espectros obtenidos, se observó que conforme aumenta la concentración aumenta la absorbancia. Sin embargo, al llegar a su punto máximo (disolución al 100%), enseguida se observa un descenso para concentraciones más altas. Para ilustrar lo que se acaba de establecer, en la figura 5.2 se representa la linealidad de la absorbancia al aumentar la cantidad de KMnO_4 .

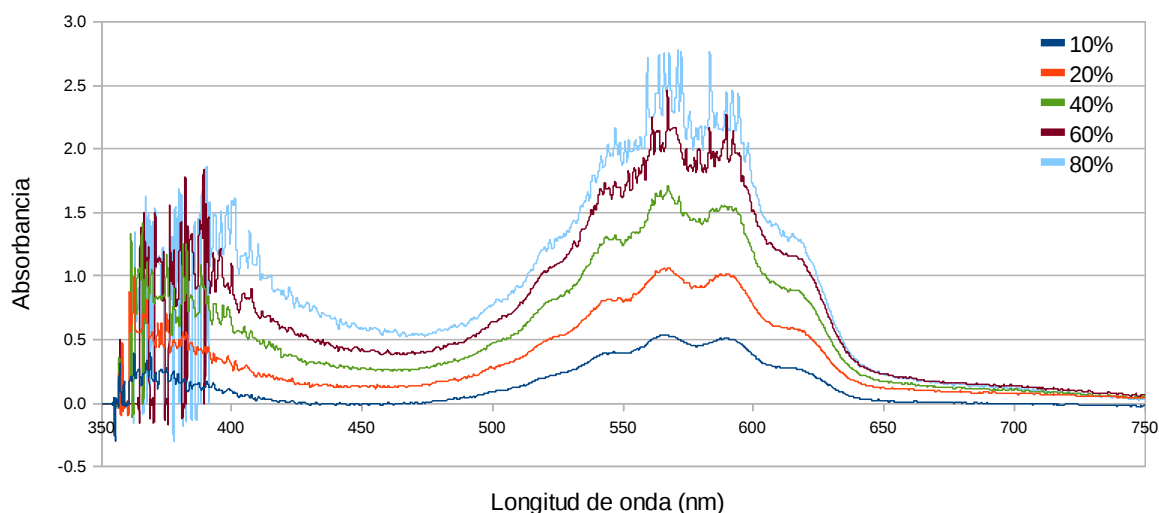


Figura 5.1. Espectro de absorción de KMnO_4 a diferentes concentraciones.

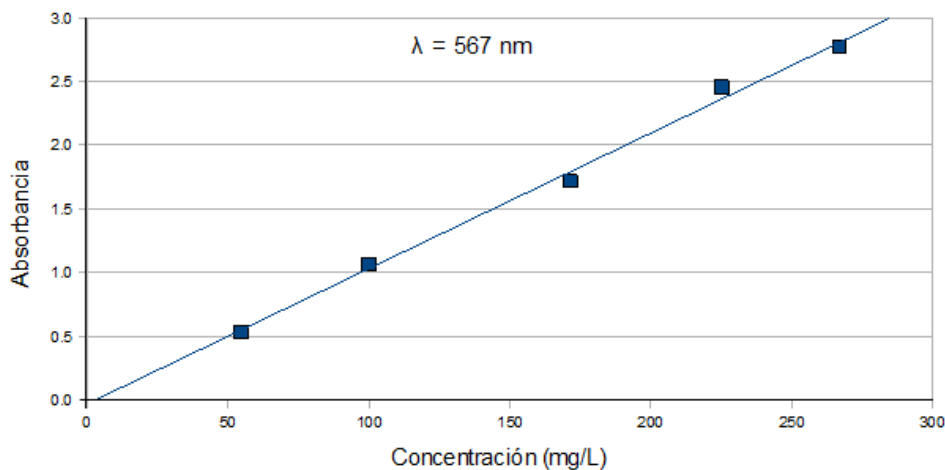


Figura 5.2. Linealidad de la absorbancia al aumentar la cantidad de KMnO_4 .

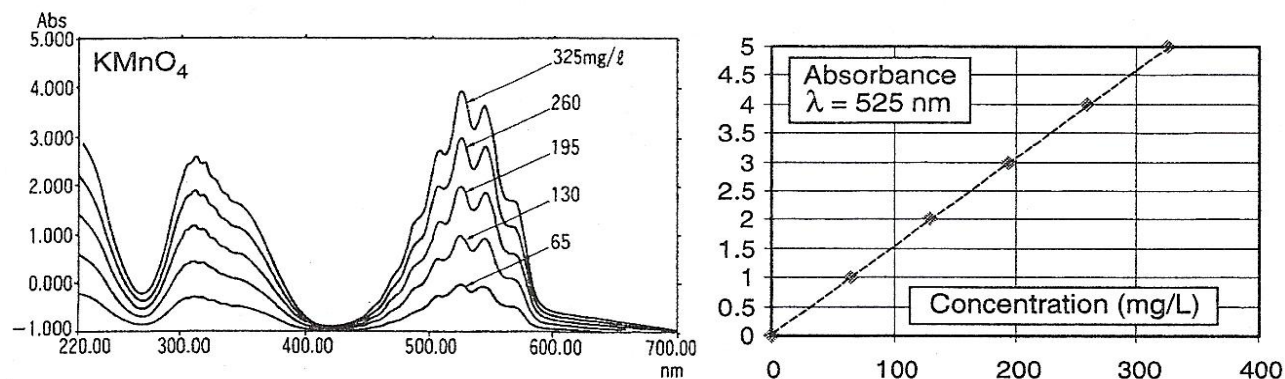


Figura 5.3. Representación de la absorbancia y gráfica que muestra la linealidad de la absorbancia para soluciones que contienen un incremento en la cantidad de permanganato de potasio.

Fuente: Francis Rouessac, Chemical Analysis.

Para comprobar los resultados se buscó en la literatura el análisis espectrofotométrico del KMnO_4 . En la figura 5.3 se muestra el espectro de absorción del KMnO_4 a diferentes concentraciones y también se muestra la linealidad de la absorbancia al incrementar la concentración de las soluciones [19]. De esta manera en la literatura se encontró que la longitud de onda a la que se presenta la máxima absorbancia es en $\lambda_{\text{teórico}} = 525 \text{ nm}$.

Comparando los resultados obtenidos del experimento y los teóricos, se observa y comprueba que:

1. La curva teórica es similar con la experimental en el rango de 400 a 700 nm.
2. La absorbancia aumenta conforme aumenta la concentración de la solución.

En cuanto a la longitud de onda de máxima absorbancia, se observa un desplazamiento del espectro hacia la derecha. Experimentalmente se halló la máxima absorbancia en $\lambda_{\text{exp}} = 567 \text{ nm}$, mientras que los datos teóricos indican que debe estar en $\lambda_{\text{teórico}} = 525 \text{ nm}$; esto representa un corrimiento de $\lambda_{\text{exp}} - \lambda_{\text{teórico}} = 42 \text{ nm}$.

Otra prueba para determinar si el espectrofotómetro PC1000-ISA es útil y funciona de acuerdo a las necesidades que requiere el presente proyecto, fue cambiar la fuente de luz visible por otra fuente que tenga un rango espectral mucho más fino. Se sustituyó la lámpara LS-1 de Tungsteno-Halógeno por un láser de Helio-Neón con una longitud de onda de operación de $\lambda_{\text{He-Ne}} = 632.8 \text{ nm}$ y potencia máxima de 1 mW.

Se diseñó un esquema, en el cual se alinea el rayo proveniente del láser y la fibra lectora que se conecta con el espectrofotómetro, ver la figura 5.4a. En la primera medición, se observa que la intensidad del láser satura el espectrofotómetro (figura 5.5), por lo que es necesario diseñar un elemento atenuador de tal manera que podamos ver con mayor detalle la ubicación del espectro de emisión del láser a la longitud de onda que se especifica en sus características.

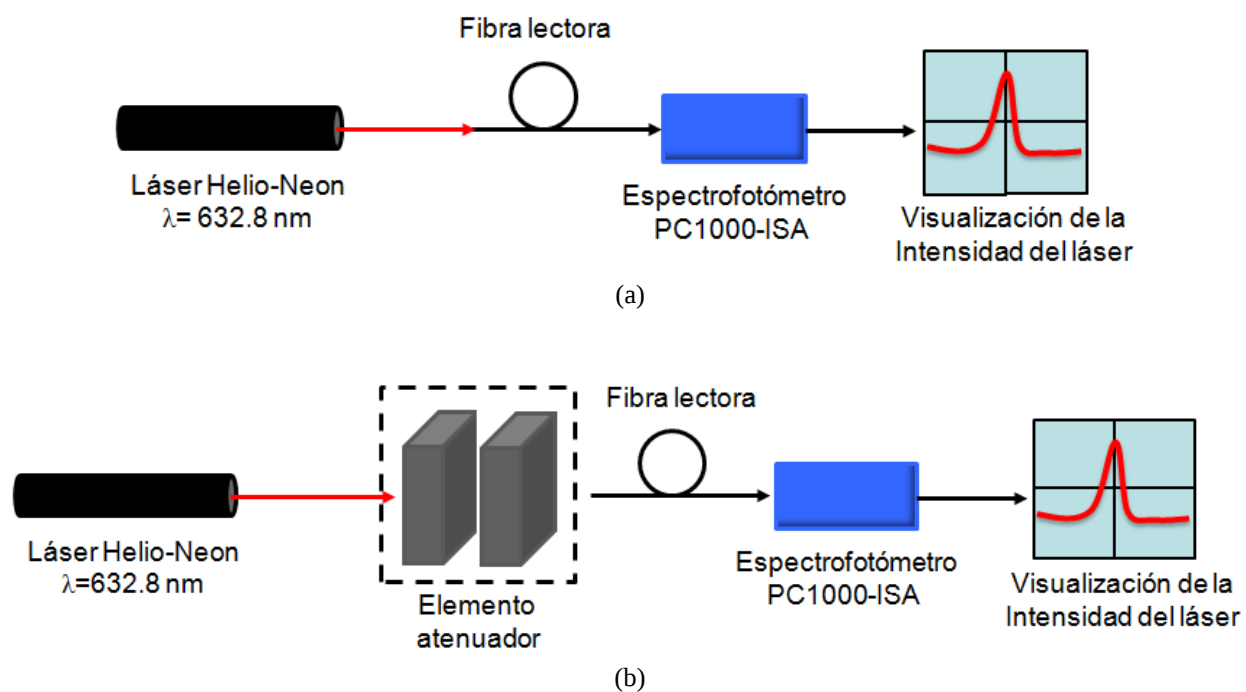


Figura 5.4. (a) Esquema de conexiones del láser y el espectrofotómetro. (b) Sistema al añadir los elementos atenuadores.

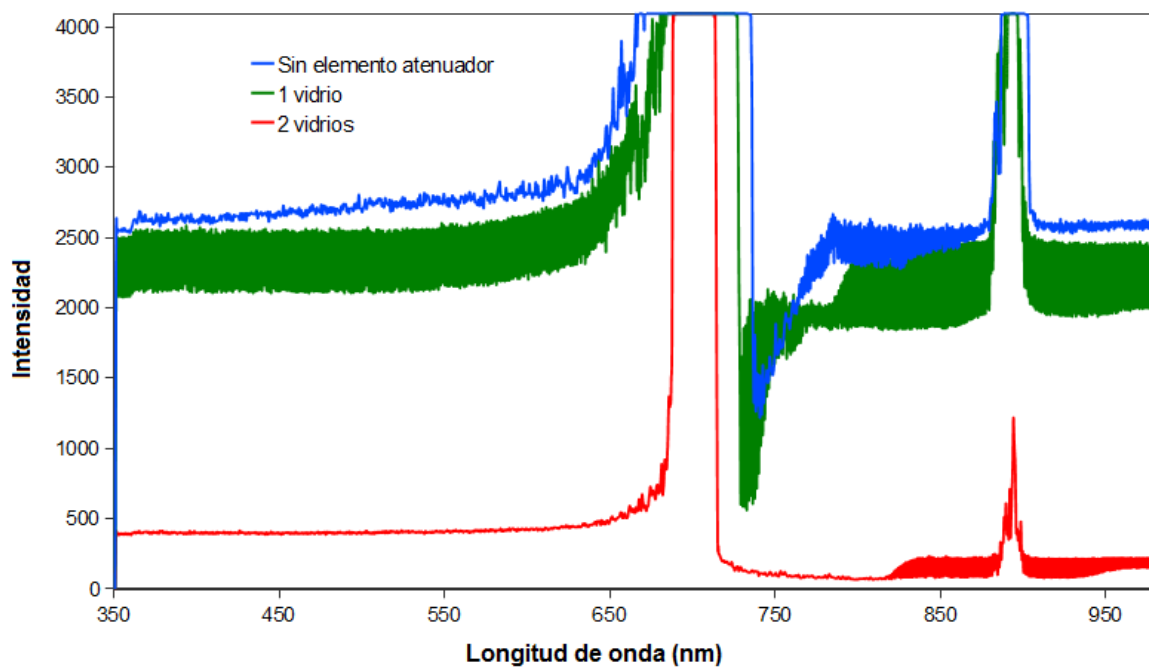


Figura 5.5. Visualización de la intensidad del láser de Helio-Neon.

El elemento atenuador consiste en un par de vidrios oscuros de 5 mm de grosor, estos se colocaron en un recipiente de acrílico para que se mantuvieran lo más rectos posibles y perpendiculares al rayo del láser. El recipiente se llenó con glicerina para disminuir los efectos de refracción por parte de los vidrios, el contenedor y el aire. Primeramente se colocó un vidrio y se registró el resultado de esta configuración, posteriormente se añadió el segundo vidrio y se registraron sus resultados, ver la figura 5.4b.

En la figura 5.5, se graficaron los datos obtenidos antes de añadir el elemento atenuador y después de insertar éste. Se observa que sin el elemento atenuador el ancho del espectro de línea cubre un rango de $\lambda_1=670$ nm a $\lambda_2=735$ nm, que representa una diferencia de $\lambda_2-\lambda_1=65$ nm. Al añadir el primer vidrio se observa que el ancho se reduce a 46 nm. Finalmente al insertar el segundo vidrio el ancho de la línea se ha hecho más angosto, 25 nm. Al introducir los elementos de atenuación es posible visualizar con mayor resolución el espectro de emisión del láser y así poder compararlo con el espectro teórico.

La literatura indica que el espectro de emisión del láser es reducido (ver la figura 3.10b). El espectro de emisión de un láser es aproximadamente de $\Delta\lambda\approx 50$ nm cuando no se aplica corriente de polarización y de $\Delta\lambda\approx 2$ a 4 nm cuando se aplica esta corriente [25].

Al comparar los resultados con el espectro de emisión teórico, se puede observar que el espectro de emisión del láser Helio-Neón presenta un corrimiento con respecto a la longitud de onda que se especifica en sus características. El desplazamiento del espectro del láser es de 65 nm.

Esto era de esperarse puesto que, anteriormente con el KMnO_4 también se había encontrado un corrimiento entre el espectro teórico y el experimental. Estas pruebas indican que el espectrofotómetro PC1000-ISA no está correctamente calibrado. Por lo tanto, debe tomarse en cuenta este corrimiento en mediciones posteriores.

También se registró la atenuación que presentó el haz del láser al interponer los vidrios opacos. Estas mediciones se hicieron con un fotodiodo de silicio $\Phi\text{J}-263$ con un rango de sensibilidad espectral de $0.4 - 1.1$ μm y un osciloscopio. El esquema se muestra en la figura 5.6. Sin ningún elemento atenuador, el fotodiodo registra un promedio de $V_0=4.47$ Volts.

El recipiente donde se colocan los vidrios está lleno de glicerina, esta sustancia también presenta una caída de voltaje, se registró un nivel de $V_1=4.24$ V. Al agregar un vidrio el nivel fue de $V_2=4.05$ V y finalmente con dos vidrios el nivel fue de $V_3=3.82$ V. La figura 5.7 muestra las mediciones en la pantalla del osciloscopio antes y después de agregar los vidrios.

El sistema atenuador completo representa una disminución de aproximadamente 650 mV, suficiente para no saturar el espectrofotómetro y poder distinguir su espectro de emisión.

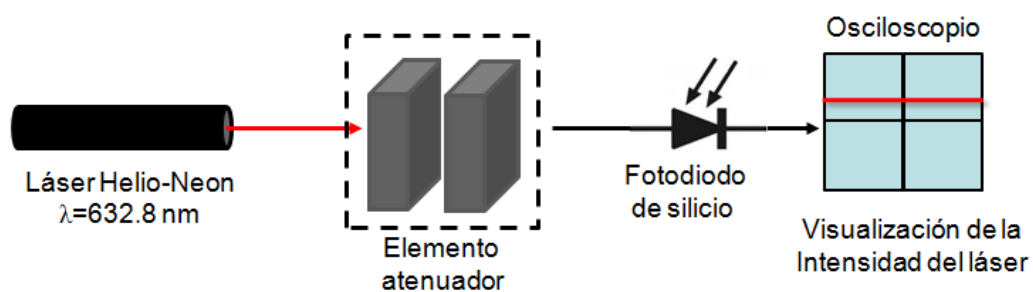
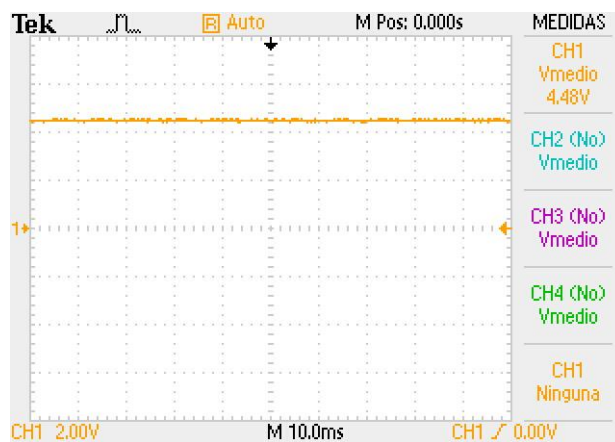
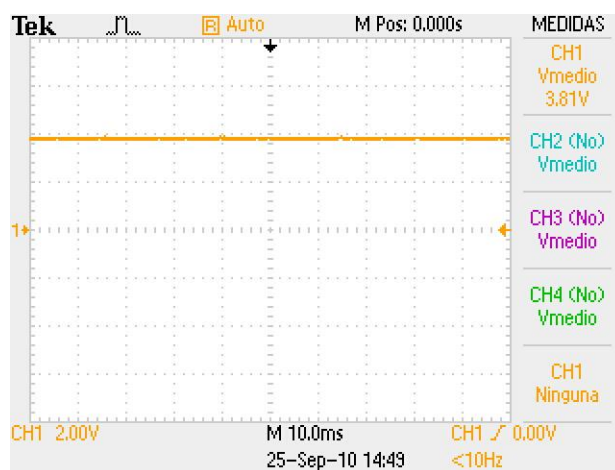


Figura 5.6. Atenuación de la intensidad de láser con 2 elementos atenuadores.



(a)



(b)

Figura 5.7. (a) Se muestra la intensidad sin elemento atenuador.
(b) Intensidad de la señal después de añadir los elementos atenuadores.

5.2 Caracterización de diferentes parámetros de la maqueta funcional del oxímetro

- **Experimento #1. Caracterización de la intensidad luminosa de la lámpara LS-1.**

Objetivo: Conocer la intensidad luminosa de la lámpara LS-1 de Tungsteno-Halógeno marca Ocean Optics.

Metodología: Se colocó un fotodiodo de silicio ($\Phi\text{I}-263$) a la salida de la lámpara LS-1, que a su vez está conectado a un osciloscopio, esto es sin amplificador u otro componente electrónico, ver la figura 5.8.

Resultado: La medición de intensidad fue de $V_0=4.8$ V aproximadamente, tal y como se indica en la figura 5.9. En el eje horizontal se tiene el tiempo (s), y el eje vertical es voltaje (V).

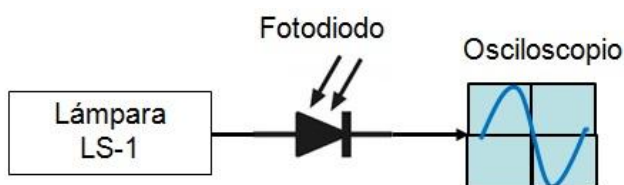


Figura 5.8. Diagrama de conexión de la lámpara LS-1 Ocean Optics, fotodiodo y osciloscopio.



Figura 5.9. Señal de la intensidad de la lámpara LS-1.

- **Experimento #2. Caracterización de la intensidad luminosa de la fuente de luz con fibras ópticas.**

Objetivo: Conocer la disminución de la intensidad luminosa de la fuente LS-1 al pasar a través de una sección de fibra óptica de plástico.

Metodología: La lámpara LS-1 se acopló mediante un espejo que desvía el haz perpendicularmente y pasa por la fibra (ver la figura 4.8). En el extremo final de la fibra se colocó el fotodiodo para medir cuánta intensidad luminosa logra transmitirse por la trayectoria señalada. La longitud de la fibra es de 80 cm. El diagrama completo de la configuración se muestra en la figura 5.10.

Resultados: El nivel de la señal obtenido al final de la fibra fue de $V_I = 3.6$ V, ver la figura 5.11, en la cual se observa el nivel de la señal cuando agregamos la fibra óptica de plástico. La diferencia de intensidad entre los esquemas de las figuras 5.8 y 5.10 es de $V_0 - V_I = 1.2$ V. Esto nos indica que al insertar la sección de fibra no se presenta una atenuación muy grande por parte de ésta, en cambio, aún tenemos un nivel útil para realizar las mediciones.

Cálculo de las pérdidas ocasionadas por la fibra:

$$dB = 20 \log (3.6/4.8) = -2.5 \quad (4)$$

$$V_I/V_0 \times 100 = 3.6/4.8 \times 100 = 75\% \quad (5)$$

Los valores calculados anteriormente indican que a la salida de la fibra se obtiene el 75% de la señal de entrada y que la fibra ocasiona pérdidas de 2.5 dB. Sin embargo, no todas las pérdidas son ocasionadas por la fibra en sí, sino también por la unidad de acoplamiento empleada.

- **Experimento # 3. Caracterización de la intensidad luminosa de la luz de la fuente a través del contenedor de la muestra.**

Objetivo: Conocer la intensidad de la luz al pasar a través del contenedor de la muestra (tubo para hemograma).

Metodología: Se colocó entre la fibra y el fotodiodo un tubo para hemograma (vacío), éste se encuentra sujetado con un base de tal manera que la fibra y el fotodiodo estén alineados en el mismo plano horizontal y vertical de tal manera que se obtenga una correcta recepción de la luz. Ver el esquema de la figura 5.12. El tubo tiene un diámetro de 13 mm.

Se colocó una cinta adhesiva de color negro (material absorbente) alrededor del tubo para evitar que el fotodiodo mida otras fuentes de radiación ajenas a la fuente de luz LS-1. Este experimento y los siguientes se realizaron en un cuarto carente de luz visible, para evitar mediciones erróneas.

Resultados: Al interponer el tubo entre la fibra óptica de vidrio y el fotodiodo, la intensidad bajó a $V_2 = 3.4$ V, esto es una diferencia de 0.2 V.

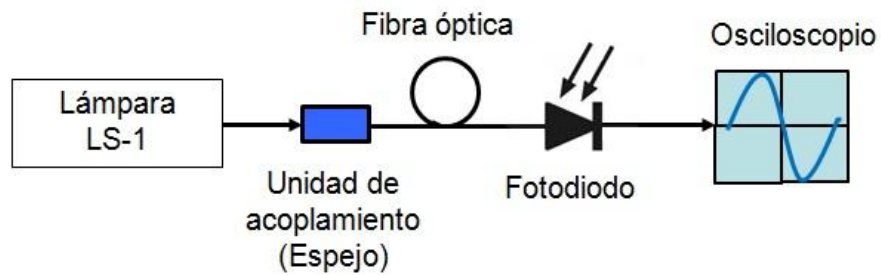


Figura 5.10. Diagrama de conexión de la fuente de luz LS-1 con la fibra óptica.



Figura 5.11. Intensidad de la luz después de insertar la fibra.

Cálculo de las pérdidas de la separación debida al diámetro del tubo:

$$dB = 20 \log (3.4/3.6) = -0.5 \quad (6)$$

Sumando las pérdidas del sistema conformado por la fibra, la unidad de acoplamiento y el diámetro del tubo:

$$Ec. (4) + Ec. (6) \cong -3 \text{ dB} \quad (7)$$

Esto es, la luz al final de todo el sistema es el 70% de la intensidad que sale de la fuente. Por lo que el espectrofotómetro realizará el análisis de la luz sólo con este porcentaje de la intensidad total de la fuente de luz.

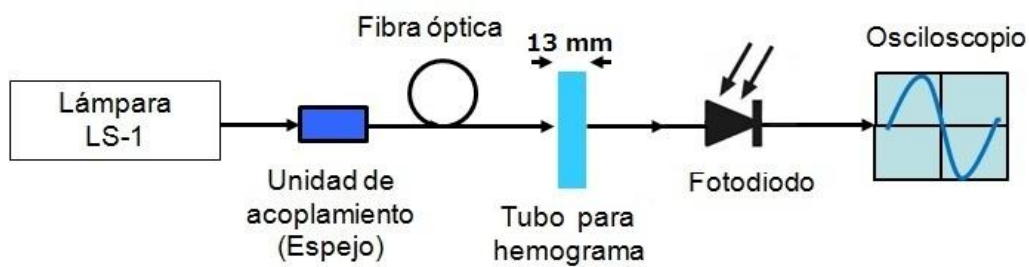


Figura 5.12. Esquema de medición de la intensidad de la luz a través del tubo para hemograma (vacío).

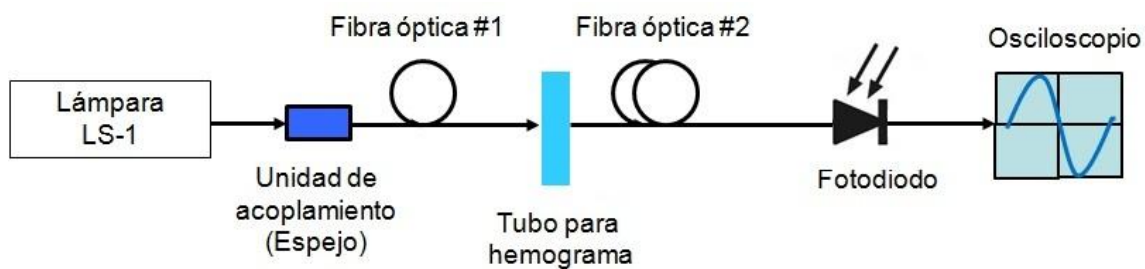


Figura 5.13. Configuración añadiendo la POF de 35 m.

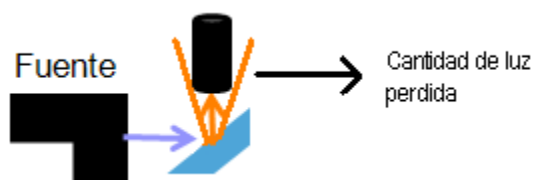


Figura 5.14. Acoplamiento de la fibra óptica con la fuente del espectrofotómetro mediante un espejo a 45°.

- **Experimento #4. Caracterización de la intensidad luminosa de la fuente de luz insertando una POF-PMMA de 35 m.**

Objetivo: Determinar las pérdidas de la intensidad de la fuente de luz al agregar una POF-PMMA de 35 m a la configuración del experimento 3.

Metodología: Se realizó la medición insertando una fibra de plástico de 35 m después del tubo (vacío) y al final de ésta se colocó el fotodiodo. La configuración del experimento se observa en la figura 5.13. El Laboratorio de Comunicaciones Ópticas cuenta con una fibra óptica de plástico de PMMA de 35 m de longitud, por lo tanto, el alcance del experimento y de subsecuentes dependen de la fibra disponible en el laboratorio.

Resultados: El nivel de intensidad registrado al final de la POF-PMMA de 35 m, fue de $V_3=0.3V$. La atenuación debida a la POF-PMMA es de:

$$dB = 20 \log(0.3/3.4) = -21 \quad (8)$$

Sumando las pérdidas del sistema conformado por la unidad de acoplamiento, la fibra #1, el diámetro del tubo y la fibra #2:

$$Ec. (7) + Ec. (8) \cong -24 \text{ dB} \quad (9)$$

En este punto de la configuración ya se observan pérdidas considerables de la intensidad de la fuente. Se estima que sólo se transmite aproximadamente el 7 % de la luz de la fuente por todo el sistema. La luz que sale de la POF tiene una potencia muy baja. Por lo que resulta difícil que el espectrofotómetro pueda realizar mediciones con intensidades muy bajas.

El problema que se presenta al reflejar la luz de la lámpara LS-1 hacia la fibra óptica por medio de un espejo posicionado a 45° es, que la luz reflejada por el espejo se dispersa y no toda entra en la fibra, ver la figura 5.14.

Debido a la pérdida de luz que se presenta en la unidad de acoplamiento (espejo) se diseñó un acoplador tipo cilíndrico que permite una mejor alineación axial entre los elementos, como son la fuente de luz, el contenedor de la muestra y la fibra óptica. De esta manera se aprovechará la mayor cantidad de luz proveniente de la fuente, y la intensidad a la salida del sistema será mayor que la registrada en los experimentos anteriores. Además, el aumento de la intensidad será detectable por el espectrofotómetro. Las pruebas realizadas con el acoplador cilíndrico se describen a continuación.

- **Experimento #5. Mediciones con acopladores de fibras ópticas de tipo cilíndrico.**

Objetivos: Utilizar un acoplador tipo cilíndrico para acoplar la salida de la lámpara LS-1 a una sección de fibra óptica y medir el patrón de absorción de diferentes muestras.

Metodología: En este caso se pretende no usar espejos para desviar el haz de luz con el fin de evitar la divergencia del haz y emplear geometría óptica para encontrar la distancia focal, a la cual debe colocarse el extremo de la fibra y lograr que el haz se concentre en el núcleo de la fibra.

Por tal motivo se planteó emplear el haz que sale directamente del lente colimador de la lámpara LS-1, por medio de un acoplador tipo cilíndrico. El acoplador cilíndrico permite la alineación axial entre el lente y la sección de fibra óptica 80 cm de largo. Al término de la primera fibra se coloca la muestra contenida en un tubo para hemograma, y a continuación una segunda sección de fibra, con las mismas características que la primera.

El tubo está en una base cilíndrica que tiene dos perforaciones colineales y perpendiculares al cilindro, de tal manera que la fibra transmisora y la receptora queden axialmente alineadas. Al término de la segunda fibra se acopla mediante otro acoplador tipo cilíndrico a la fibra lectora que va directamente al espectrofotómetro PC1000-ISA y finalmente, en el monitor podemos observar el espectro de absorción de la muestra. El diagrama de conexiones se muestra en la figura 5.15. El tubo fue llenado con dos sustancias para analizar sus respectivos espectros de absorción.

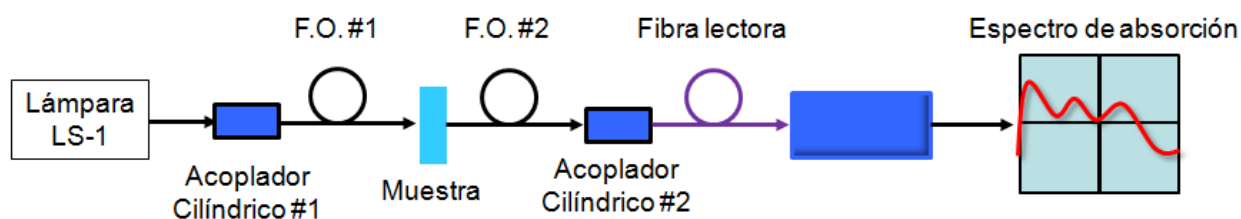


Figura 5.15. Esquema del oxímetro propuesto empleando acopladores cilíndricos de acrílico.

Resultados: Para esta configuración se tomó como muestra el limpiador líquido de pisos color violeta marca Fabuloso y aceite hidráulico marca Gastrol. Se toman estas sustancias porque se pueden conseguir fácilmente, además de presentar una coloración violeta para el caso del limpiador, y roja para el aceite hidráulico, permitiendo de esta manera visualizar el espectro de absorción en el rango espectral de la luz visible.

Para el limpiador violeta se obtuvo el espectro de absorción que se muestra en la figura 5.16. Se observa que esta sustancia absorbe la luz en un rango de 500 nm y 600 nm. Este espectro tiene dos máximos, el primero se encuentra en $\lambda_1=550$ nm donde se tiene una absorción de $A_1=0.1$. El segundo máximo está en $\lambda_2=590$ con absorción de $A_2=0.15$. Esto significa que la radiación verde-amarillo de la luz blanca que le llega a la muestra es absorbida por el limpiador y transmite

el componente púrpura-violeta. Por este motivo el ojo humano detecta que el limpiador es de color violeta.

En cuanto al aceite hidráulico se obtuvo el espectro de absorción mostrado en la figura 5.17. El aceite presenta una absorción máxima de $A_3=2.9$ a una longitud de onda de $\lambda_3=570$ nm, y posteriormente la curva se atenúa drásticamente para longitudes de onda mayores a λ_3 . El espectro de absorción del aceite se encuentra entre los 400 y 600 nm. En este caso se transmite el componente rojo de la luz blanca.

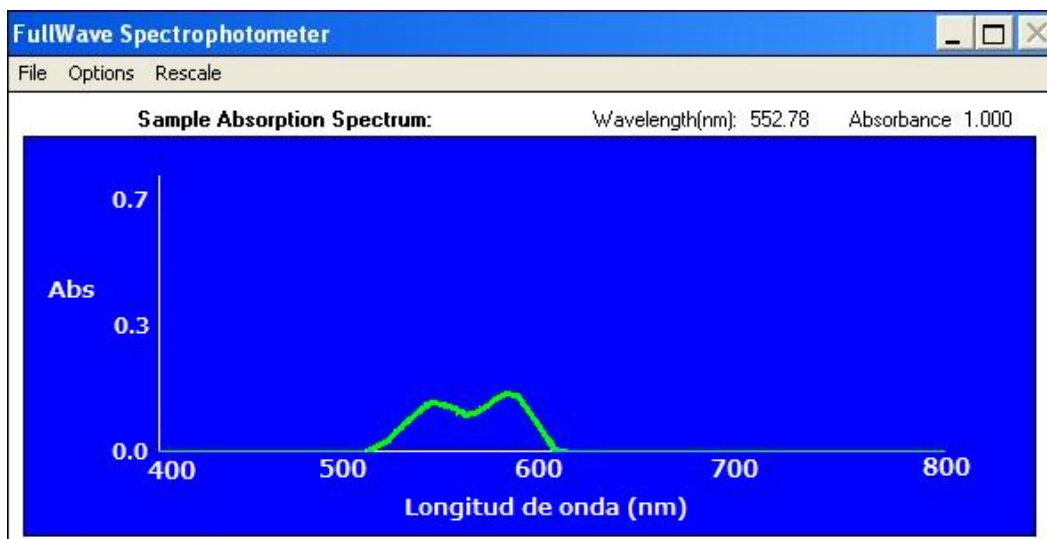


Figura 5.16. Espectro de absorción del limpiador líquido de pisos color violeta marca Fabuloso.

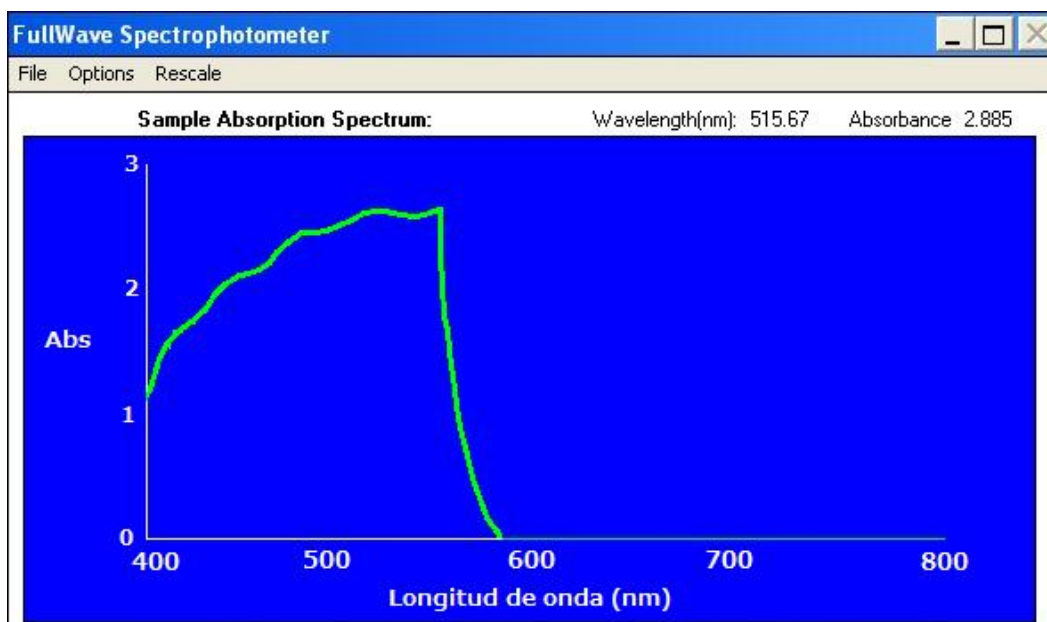


Figura 5.17. Espectro de absorción del aceite hidráulico (color rojo).

Con estas pruebas se demuestra que es posible realizar mediciones de la absorción de luz de diferentes muestras (entre ellas la sangre) empleando acopladores cilíndricos de acrílico y fibras ópticas.

Experimento #6. Análisis de la muestra de sangre con los acopladores de fibras ópticas de tipo cilíndrico.

Objetivos: Analizar y medir el patrón de absorción de la muestra de sangre.

Metodología: Se empleó el esquema de la figura 5.15, configuración utilizada en el experimento 5. Se extrajo una muestra de sangre de un estudiante de 24 años con buen estado de salud, estatura de 1.54 m, peso aproximado de 54 kg. El experimento fue realizado el mismo día de la toma de la muestra de sangre, con el objetivo de aprovechar todas las propiedades intrínsecas de la sangre y tener una medición más precisa de la hemoglobina.

La muestra fue puesta en un tubo para análisis de determinación hematológica de la sangre, el volumen del tubo es de 6 mL. El tubo contiene una pequeña cantidad de anticoagulante que conserva la muestra alrededor de 48 horas, por lo que fue posible realizar varias mediciones sin adquirir nuevas muestras y sin la necesidad de consultar nuevamente a un especialista. Una vez que la muestra está en el tubo se procede a obtener su espectro de absorción.

Resultados: En la figura 5.18 observamos el espectro de absorción de la muestra de sangre. El espectro ocupa todo el rango espectral permitido por el espectrofotómetro. A partir de $\lambda_4=500$ nm la absorción es mayor a $A_4=2$ y continúa así en el resto del espectro, aunque presenta una tendencia a disminuir después de 700 nm. Esto indica que toda la luz es absorbida por la sangre. Se deduce que la cantidad de sangre en el tubo tiene una concentración muy alta de moléculas de hemoglobina, y no permite la transmisión de la luz.

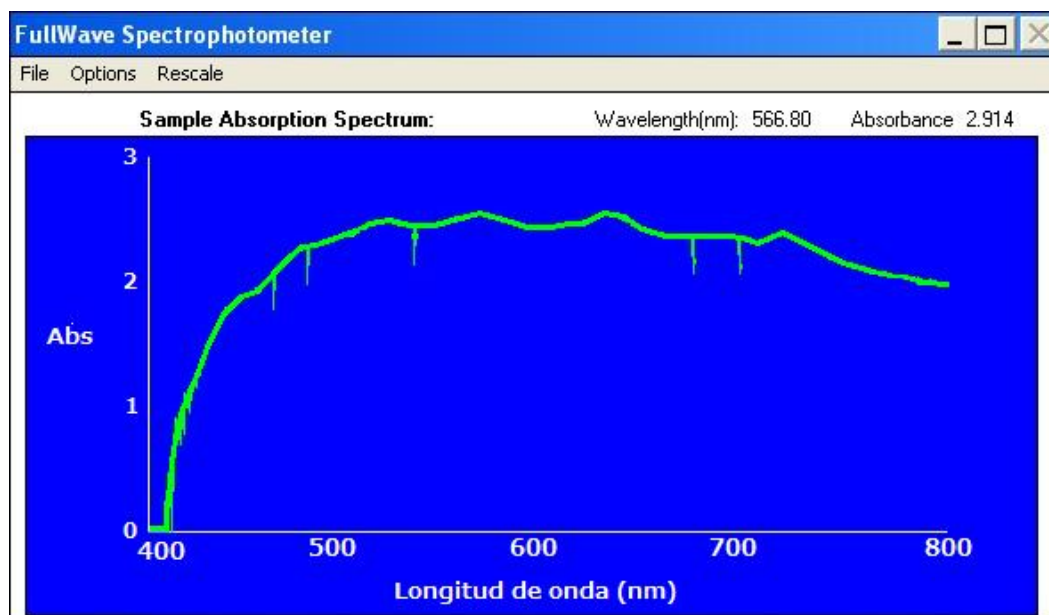


Figura 5.18. Espectro de absorción de la muestra de sangre en el tubo para hemograma.

Experimento #7. Mediciones de diferentes sustancias insertando la POF-PMMA de 35 m al oxímetro propuesto.

Objetivos: Medir el espectro de absorción de algunas sustancias al insertar la POF-PMMA de 35m. Comparar los espectros de absorción de la configuración que se propone en este experimento con los experimentos 5 y 6.

Metodología: Se armó la configuración según el esquema que se muestra en la figura 5.19. Inmediatamente a la salida de la lámpara LS-1 se insertó la fibra óptica de plástico de PMMA de 35 m mediante un acoplador cilíndrico. La sustancia a caracterizar se colocó después de la fibra de 35 m. La luz que pasa a través de la muestra viaja por la fibra lectora hasta llegar al espectrofotómetro y así medir el espectro de absorción.

Resultados: El espectro de absorción del aceite hidráulico se muestra en la figura 5.20. El espectro de absorción que se observa es similar en la forma de la curva al de la figura 5.17 y se extiende en el mismo rango de longitud de onda. Con la nueva configuración la curva presenta más ruido y el coeficiente de absorción decae.

El nivel máximo de absorción para la presente configuración fue aproximadamente de $A_5=1.7$. La luz que se transmite por la POF-PMMA es lo suficientemente intensa para poder obtener un espectro de absorción, teniendo en cuenta que la intensidad se va atenuando con la distancia.

En la figura 5.21 se observa el espectro de absorción de la sangre obtenido con la configuración actual. El espectro presenta una disminución del nivel de absorción a los $\lambda_6=600$ nm. La gráfica presenta mucho ruido y la curva ya no es estable a lo largo del espectro como se vio con el esquema de la figura 5.18. La longitud de onda en la que se presenta la caída del nivel de absorción se interpreta a simple vista como la longitud de onda que se transmite a través de la sangre; sin embargo, es muy factible que exista algún desacople entre los elementos de la configuración.

En los experimentos 6 y 7 se analizó la muestra de sangre con configuraciones distintas. El factor común en ambos experimentos fue el tamaño de la muestra. Los espectros de la figura 5.18 y 5.21 presentan niveles de absorción muy grandes y es difícil saber si realmente estos espectros ayudan a la interpretación de la sangre.

En las mediciones de la sangre la luz fue absorbida en su totalidad por la sangre, debido al grosor de la muestra. Mientras más gruesa sea la muestra, mayor es la concentración de moléculas en la muestra. El tubo para hemograma tiene un diámetro muy grande (13 mm), en comparación con el diámetro de las venas (0.2-5.0 mm) que es muy pequeño. Al emplear el tubo para hemograma la luz debe pasar por casi 13 mm de sangre, y es por ello que los espectros dan un nivel de absorción muy grande.

En el siguiente experimento se disminuye el espesor de la muestra de sangre. Por lo que se prevé que las pérdidas debido a la longitud de la fibra y al espesor de la muestra, no serán una limitante para realizar la oximetría remota con longitudes de fibra mayores. Asimismo, el espectro de absorción de la sangre será más representativo si el espesor de la muestra es menor.

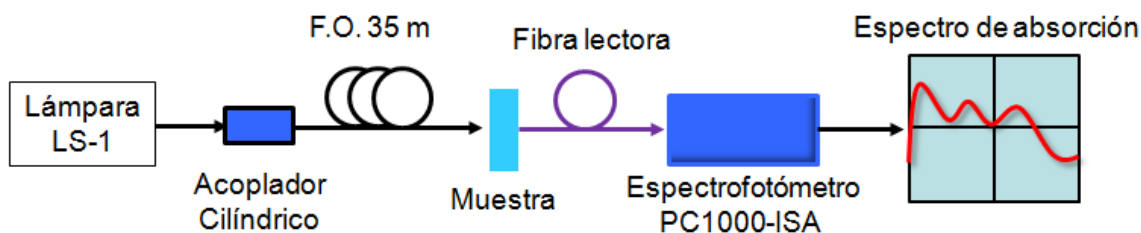


Figura 5.19. Esquema del oxímetro propuesto empleando una fibra óptica de plástico de 35 metros de longitud.

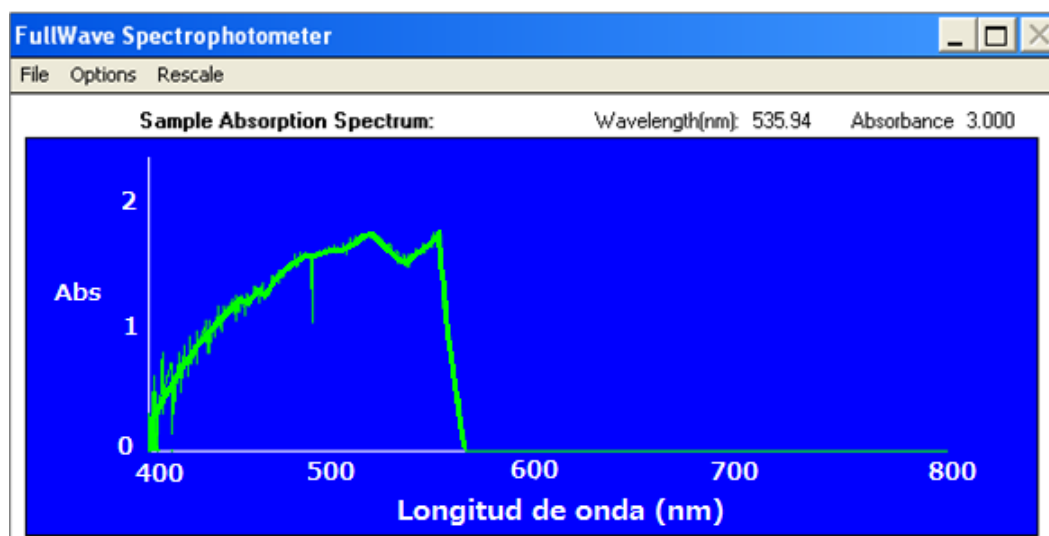


Figura 5.20. Espectro de absorción del aceite hidráulico (color rojo).

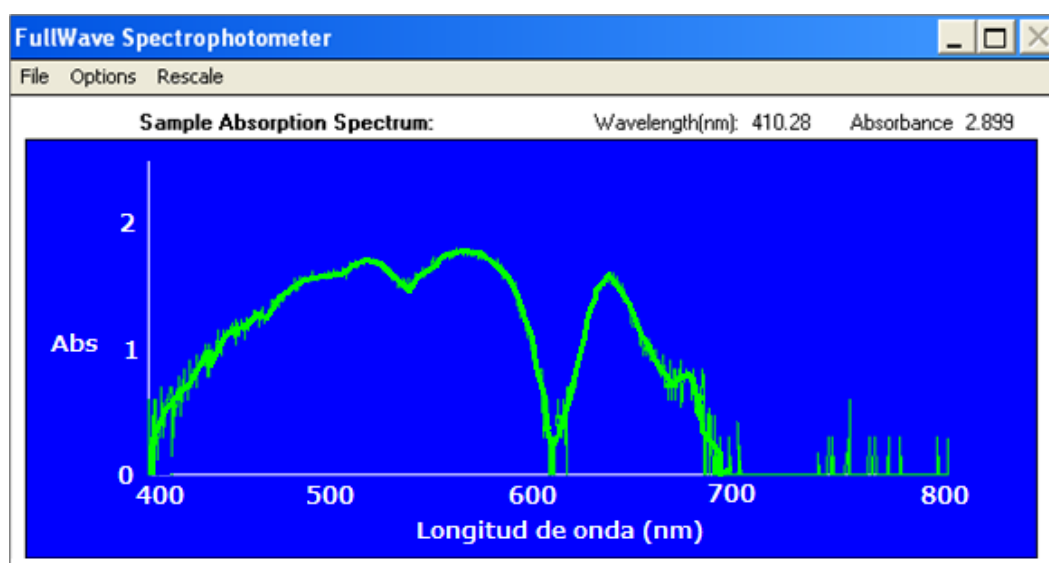


Figura 5.21. Espectro de absorción de la muestra de sangre con la POF-PMMA.

- **Experimento #8. Medición del espectro de absorción de la sangre disminuyendo el espesor de la muestra.**

Objetivo: Registrar el espectro de absorción de una muestra de sangre muy delgada.

Metodología: Se colocó una gota de sangre entre dos portaobjetos y se puso en el sistema de muestreo.

Resultados: Con la disminución del espesor de la muestra se notó un considerable cambio en el espectro de absorción de la sangre. En la figura 5.22 se ilustra el espectro de absorción de la muestra de sangre, éste comprende de 550 - 650 nm. La sangre presenta tres puntos de absorción donde la absorción es mucho mayor que en el resto del espectro. En $\lambda_1=485$ nm presenta una absorbancia de $A_1=2.3$, en $\lambda_2=588$ nm le corresponde $A_2=2.2$ y $\lambda_3=625$ nm le corresponde $A_3=2.2$.

En la figura 5.23, se muestran los espectros correspondientes a la melanina y a la hemoglobina (HbO_2), respectivamente. La melanina es el pigmento básico de la piel y es por mucho el más importante cromóforo epidérmico. La hemoglobina es predominante en tejidos vasculares y tiene picos de absorción alrededor de 280 nm, 420 nm, 540 nm, y 580 nm, y posteriormente presenta un corte en 600 nm aproximadamente [10].

Al comparar el espectro teórico y el experimental se observa que la curva es muy similar, y a simple vista el lector percibe el corrimiento del espectro hacia la derecha sin embargo, este desplazamiento se justificó en la sección 5.1.

Con estos resultados se comprueba que el espectrofotómetro PC1000-ISA contribuye a la obtención del espectro de absorción de la sangre y que es el principal objetivo del presente trabajo. También en [10] se menciona que los pigmentos son principalmente absorbidos en el rango UV y visible del espectro, y como se ha señalado en la sección 2.4 la hemoglobina le da la coloración rojiza a la sangre y que el nivel de esta coloración la da el porcentaje de oxígeno que se combina con las moléculas de hemoglobina.

En el siguiente experimento se describe el diseño y las pruebas de un dispositivo transductor para la oreja en forma de clip.

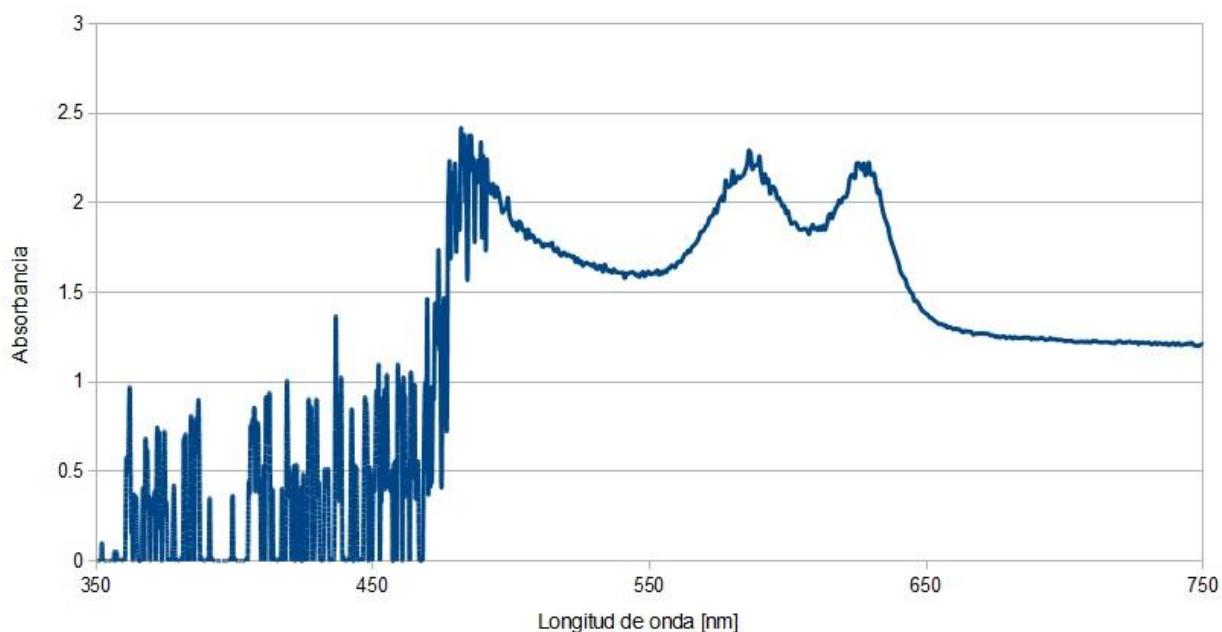


Figura 5.22. Espectro de absorción de una muestra de sangre muy delgada.

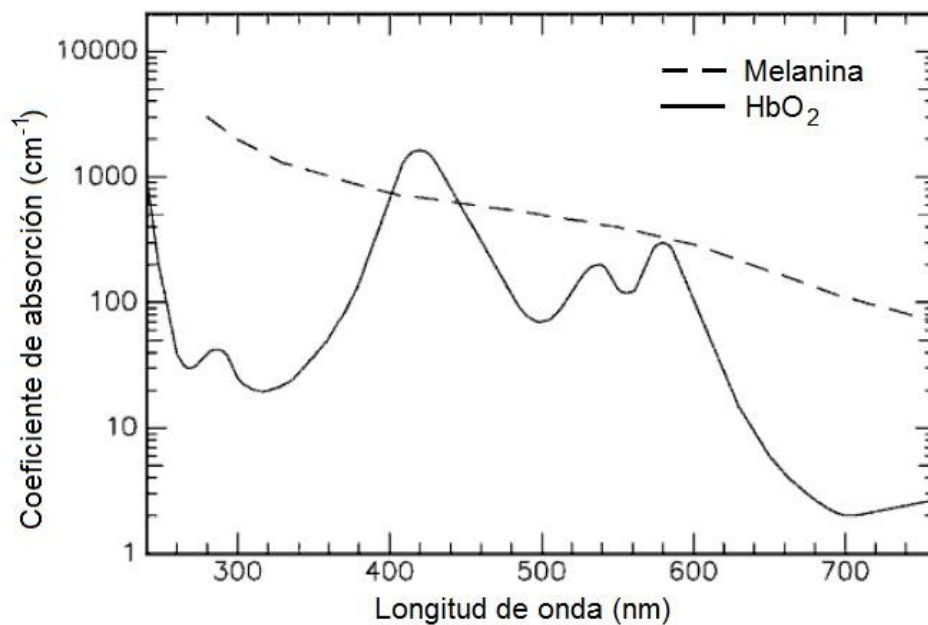


Figura 5.23. Espectros de absorción de la melanina en la piel y la hemoglobina (HbO₂) en la sangre. Los picos de absorción de la hemoglobina están en 289 nm, 420 nm, 540 nm, y 580 nm. Datos de acuerdo a Boulnois (1986).

Fuente: Markolf H. Niemz.

- **Experimento #9. Mediciones con el clip para la oreja.**

Objetivos: Medir el espectro de absorción de la sangre mediante un clip en la oreja.

Metodología: Se armó la configuración según el esquema que se muestra en la figura 5.24. Inmediatamente a la salida de la lámpara LS-1 se insertó la fibra POF-PMMA de 80 cm mediante un acoplador cilíndrico. El otro extremo de la fibra está conectado a un clip que se sujeta al lóbulo de la oreja y que en su lado receptor se encuentra la fibra lectora que está conectada con el espectrofotómetro.

Resultados: Con el esquema de la figura 5.24 se observó que la luz pasa a través de la POF-PMMA que llega al clip y de ahí la luz es detectada por la fibra lectora que está conectada con el espectrofotómetro y es posible obtener un espectro de absorción, como se muestra en la figura 5.25.

Sin embargo, cuando el clip es puesto en el lóbulo de la oreja no es posible obtener un espectro de absorción debido a que la luz que entra por la fibra lectora es muy pobre y por lo tanto el espectrofotómetro no detecta la luz para formar un espectro, ver la figura 5.26.

La luz llevada por la fibra óptica de plástico hasta el clip y a través de la oreja se puede ver a simple vista (ver la figura 5.27), pero la luz no entra con la suficiente intensidad para ser detectada por el espectrofotómetro. Por tal motivo no fue posible registrar un espectro de absorción.

En la fotografía de la figura 5.27, se observa que la luz pasa a través del lóbulo de la oreja sin embargo, la intensidad no es suficiente para que pueda ser detectada por el espectrofotómetro por lo que se plantea en trabajos posteriores cambiar la fuente de luz a una más potente o agregar elementos de amplificación para la señal óptica.

En el caso de fuentes de luz se puede utilizar una fuente cuyo rango espectral cubra un rango más angosto que la lámpara de Tungsteno-Halógeno, pero que cubra el espectro correspondiente al de la hemoglobina.

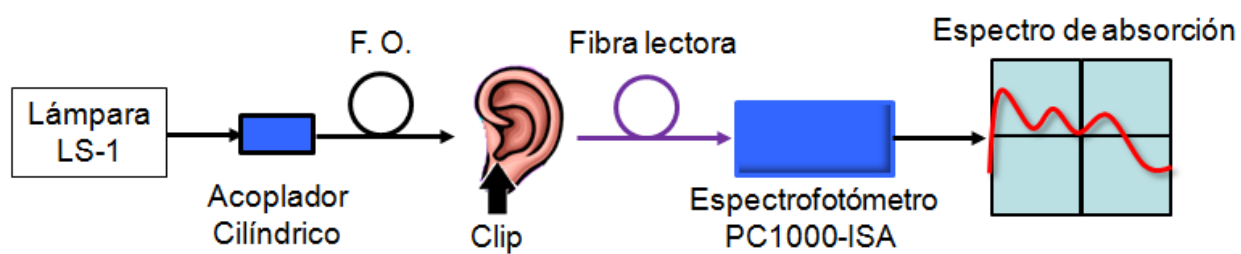
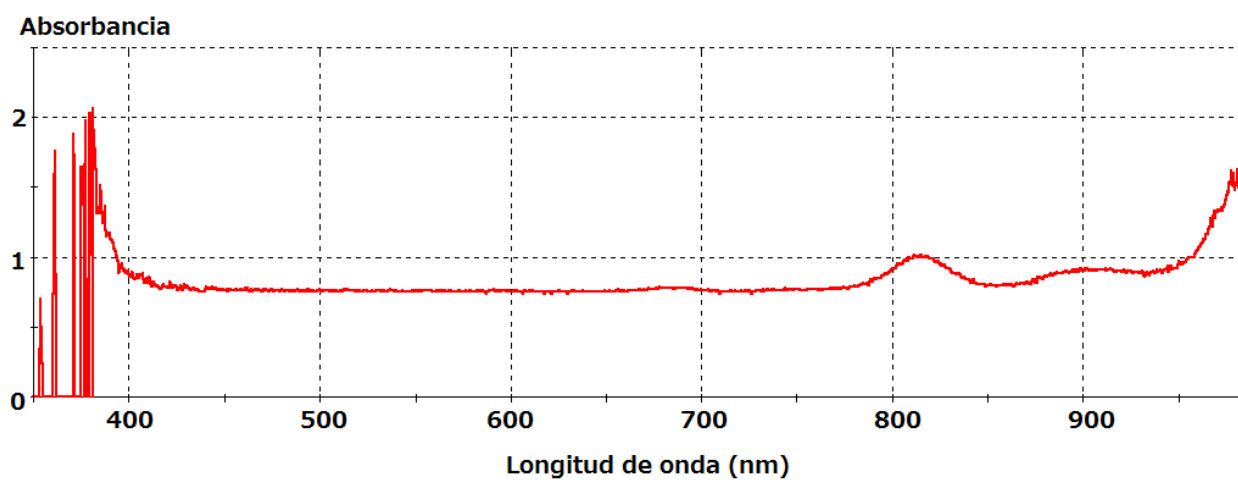


Figura 5.24. Esquema del oxímetro propuesto empleando un clip para la oreja.



(a)



(b)

Figura 5.25. (a) Fotografía del esquema empleado en el experimento #9. (b) Espectro de absorción utilizando solamente el clip.

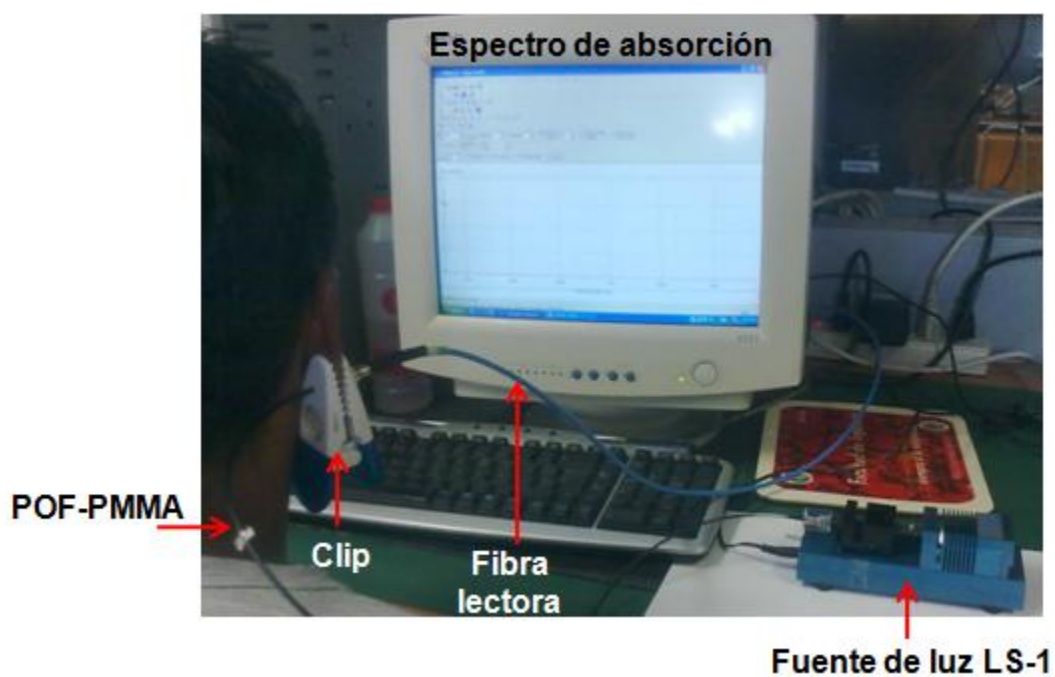


Figura 5.26. Prueba del clip en la oreja. El espectrofotómetro no genera un espectro de absorción.



Figura 5.27. La luz sí pasa a través de la oreja pero no es suficiente para obtener un espectro de absorción.

5.3 Conclusiones

Las fibras ópticas de plástico, a diferencia de las fibras ópticas de vidrio, son más resistentes, tienen un diámetro mucho más grande, y además reducen los gastos de instalación y mantenimiento. Por lo que el presente oxímetro emplea fibras ópticas de plástico, en especial de PMMA.

Con las pruebas realizadas se demostró que el uso del espectrofotómetro en la configuración del oxímetro propuesto satisface las exigencias técnicas requeridas. La propuesta incorpora modificaciones en los acopladores, como ser ajustables a los elementos que se emplean, como son las fibras ópticas, la fuente de luz, el espectrofotómetro, y el dispositivo transductor (clip).

En resumen, este instrumento puede ser utilizado para la realización de mediciones espectrales vía fibras ópticas de una manera remota. El oxímetro propuesto es relativamente sencillo, económico, fácil de utilizar y de dar mantenimiento.

Se puede mejorar la sensibilidad del oxímetro con un preamplificador colocado antes del espectrofotómetro. Además, se puede emplear una fuente de luz más intensa y que cubra el rango que abarca el espectro de la hemoglobina.

6

Conclusiones Generales

1. Se diseñó y se implementó una maqueta funcional de oxímetro que incorpora un espectrofotómetro comercial relativamente económico y que se conecta a un transductor remoto con un enlace de fibra óptica.
2. Con las pruebas realizadas se demostró que este oxímetro satisface las necesidades de la presente aplicación y puede ser utilizado para la realización de mediciones espectrales vía fibras ópticas de una manera remota; experimentalmente esto fue probado para la longitud de las fibras ópticas hasta 35 m.
3. Las modificaciones implementadas en este trabajo al espectrofotómetro comercial consisten en el acoplamiento de dos fibras ópticas al espectrofotómetro (transmisora y receptora), y en la incorporación de un nuevo dispositivo transductor óptico que se acopla a estas dos fibras en sus extremos lejanos. El transductor tiene la forma de un clip que se fija en la oreja del paciente, por el cual se transmite la luz para su posterior análisis espectral.
4. Se estima que con algunas mejoras a los circuitos ópticos y eléctricos del presente oxímetro, se pueden realizar las mediciones a distancias mayores (hasta cientos de metros, en el caso de fibras ópticas de plástico). Al incrementar la distancia de operación y al hacer otras mejoras el campo de aplicación puede aumentar.
5. Con esta innovación el monitoreo de la oxigenación de la sangre de los pacientes resulta más fácil para las instituciones de salud y su empleo es más eficiente que las tecnologías actuales y puede ayudar a reducir costos.

Referencias

- [1] Telemedicina Anáhuac. “*Análisis costo-beneficio*”. Cirugía y Cirujanos. Academia Mexicana de Cirugía. Volumen 75, No. 3, 2007.
- [2] Telemedicina Anáhuac. “*Sistema de educación y apoyo a la atención de la salud*”. Cirugía y Cirujanos. Academia Mexicana de Cirugía. Volumen 73, No. 6, 2005.
- [3] Organización Panamericana de la Salud. “*Aplicaciones de Telecomunicaciones en salud en la Subregión Andina*”. Organismo Andino de Salud, Convenio Hipólito Unanue. 2000.
- [4] BASHSHUR R., Lovett J. “*Assessment of telemedicine: results of the initial experience*”. Aviation, Space and Environmental Medicine, 1977. No. 48, pp 65-70.
- [5] PEREDNIA D. A., Allen A. “*Technology and clinical applications*”. Journal of the American Medical Association 1995. No. 273, pp 483-488.
- [6] DEBAKEY M. “*Telemedicine Has Now Come of Age*”. Telemedicine Journal, 1995. Vol. 1, No. 1, pp. 3-4.
- [7] HOUSE A.M., Roberts J.M. “*Telemedicine in Canada*”. Canadian Medical Association Journal 1977. Vol. 117, pp 386-388.
- [8] COSOI P., Eduardo. “*Telemedicina en el Mundo*”. Revista chilena de pediatría. Vol.73, No. 3, Santiago, mayo 2002.
- [9] FARÍAS Martínez, Guillermo. “*Gasometría. Equilibrio ácido base en la clínica*”. Manual Moderno, 2ª ED. México, 2004.
- [10] NIEMZ, Markolf H. “*Laser-tissue interactions: fundamentals and applications*”. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer, 3th ed. Germany, 2007.
- [11] SKOOG, Douglas A, et al. “*Fundamentos de química analítica*”. Paraninfo, 8ed. Madrid, 2005.

-
- [12] LÓPEZ Herranz, G. Patricia. "*Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación*". Revista Médica del Hospital General de México, Vol. 66, Núm. 3 Jul.-Sep. 2003, pp 160 – 169.
- [13] TAKATANI, S., Davies, C., "*A Noninvasive Reflectance Pulse Oximeter Sensor*", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol. 13, No. 4, pp 1610-1611.
- [14] DRESHER, R., Mendelson Y., "*A New Reflectance Pulse Oximeter Housing to Reduce Contact Pressure Effects*", Bioengineering Conference, 2006. Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast, pp 49-50, 2006.
- [15] HAAHR R., Duun S, "*A Novel Photodiode for Reflectance Pulse Oximetry in low-power Applications*", Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France. August 23-26, 2007. pp 2350-2353, 2007.
- [16] HAAHR R., Duun S, "*A Novel Ring Shaped Photodiode for Reflectance Pulse Oximetry in Wireless Applications*", IEEE Sensors 2007 Conference, pp 596-500.
- [17] MORCILLO, J. y Orza, J. "*Espectroscopía. Estructura y espectros atómicos*". Alhambra. España, 1979.
- [18] CONLEY, R. T. "*Espectroscopia Infrarroja*". Alhambra. España, 1979.
- [19] ROUESSAC, Francis; Rouessac, Annick. "*Chemical Analysis. Modern Instrumentation Methods and Techniques*". John Wiley & Sons LTD, 4th ed. Great Britain, 2000.
- [20] MEEHAN, E. J. et al. "*Treatise on Analytical Chemistry*". 2a ed., Parte I, Vol. 7, Cap. 2. Nueva York: Wiley, 1981.
- [21] BURGESS, C.; Knowles, A. "*Techniques in Visible and Ultraviolet Spectrometry*". Vol. 1, Nueva York: Chapman y Hall, 1981.
- [22] INGLE, J. D. Jr.; Crouch, S. R. "*Spectrochemical Analysis*". Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1988.
- [23] HARGIS, L.G.; Howell, J. A. Howell; Sutton, R. E. "*Analytical Chemistry*". 1996, 68, 169R.
- [24] HOWELL, J. A.; Sutton, R. E.; "*Analytical Chemistry*", 1998, 70, 107R.
- [25] FRANZ, J. H; Jain, V. K. "*Optical Communications*". Narosa Publising House. New Delhi, India, 2000.
- [26] KEISER, G. "*Optical Fiber Commnunications*". McGraw-Hill, 2a ed. New York, 1991.

-
- [27] ZIEMANN, Olaf; Zamzow, Peter E; Daum, Werner; Krauser, Jürgen. “*POF Handbook: Optical short range transmission systems*”. Springer, 2a ed. Berlin, 2008.
- [28] GAGLIARDI, Robert M.; Karp, Sherman. “*Optical Communications*”. JohnWiley & Sons, Inc. USA, 1995.
- [29] ESPAÑA Boquera, María Carmen. “*Comunicaciones Ópticas: conceptos esenciales*”. España, 2005.
- [30] ANDO ELECTRONIC CO., LTD.
<http://www.ando.com>
- [31] Manual de operación y Guía de usuario S2000. Spectrometer Data Sheet Ocean Optics.
<http://www.oceanoptics.com>
- [32] Asymmetrical crossed Czerny-Turner optical bench.
http://www.oceanoptics.com/Products/benchoptions_usb4.asp
- [33] Catálogo THORLABS
<http://www.thorlabs.com/thorProduct.cfm?partNumber=MBT616/M>
- [34] Hoja de seguridad XV: permanganato de potasio, Facultad de Química, UNAM.