

**PROTOTIPO DE UN SISTEMA MULTIESPECTRAL BASADO EN
ILUMINACIÓN LED PARA MEDICIÓN DE OXIGENACIÓN EN TEJIDO
CUTÁNEO**

AUTOR:

PEDRO JOSÉ TAPIA ESCALANTE

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍAS

MAESTRÍA EN INGENIERÍA

MEDELLÍN

2017

**PROTOTIPO DE UN SISTEMA MULTIESPECTRAL BASADO EN
ILUMINACIÓN LED PARA MEDICIÓN DE OXIGENACIÓN EN TEJIDO
CUTÁNEO**

PEDRO JOSÉ TAPIA ESCALANTE

Trabajo de grado para optar al título de Magister en Ingeniería

Directora

SANDRA MILENA PÉREZ BUITRAGO, MsC

Asesora

JULY ANDREA GALIANO ZEA, PhD

Asesor

JOHNSON GARZÓN REYES, PhD

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍAS

MAESTRÍA EN INGENIERÍA

MEDELLÍN

2017

(Fecha)

PEDRO JOSÉ TAPIA ESCALANTE

“Declaro que esta tesis (o trabajo de grado) no ha sido presentada para optar a un título, ya sea en igual forma o con variaciones, en esta o cualquier otra universidad” Art 82 Régimen Discente de Formación Avanzada.

Firma

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Pedro José Tapia Escalante', is written over a horizontal line.

A la memoria de:

LUIS FERNANDO CORREA DELGADO

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por la vida y por brindarme la oportunidad de cumplir este sueño.

A Sandra Pérez, July Galeano y Jonhson Garzón por su amistad, generosidad y predisposición para guiarme pacientemente y compartir sus conocimientos durante mi formación y el desarrollo del presente trabajo.

A mis queridos padres, hermanos y amigos que a pesar de la distancia han sido el motor fundamental que me impulsó para avanzar día a día.

A Nadia, por su cariño y apoyo incondicional en cada momento.

A Nelson Escobar, por su colaboración y oportunas diligencias.

A ICETEX, por financiar el programa académico.

CONTENIDO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE TABLAS.....	11
GLOSARIO.....	12
RESUMEN.....	1
INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS	4
GENERAL	4
ESPECÍFICOS	4
Capítulo 1.....	5
1. IMAGENOLOGÍA MULTIESPECTRAL EN ÚLCERAS CUTÁNEAS	5
1.1. ÚLCERAS CUTÁNEAS:	5
1.1.1. Tipos de úlceras.....	5
1.1.2. Fases de la herida.....	6
1.1.2.1. Fase 1. Hemostasis	6
1.1.2.2. Fase 2. Inflamación	6
1.1.2.3. Fase 3. Proliferación.....	6
1.1.2.4. Fase 4. Remodelación	6
1.1.3. Factores que afectan la curación de heridas.....	7
1.1.4. Biotipos de piel	8
1.2. OXIGENACIÓN CELULAR.....	9
1.2.1. Transporte del oxígeno a los tejidos.....	10

1.2.2.	Qué es la saturación de oxígeno.....	10
1.2.3.	Oximetría de Pulso.	10
1.3.	IMÁGENES MULTIESPECTRALES.....	12
1.3.1.	Sistemas de Adquisición.....	13
1.3.2.	Métodos de procesamiento de imágenes.....	15
Capítulo 2.....		18
2.	METODOLOGÍA PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA.....	18
2.1.	ETAPA I: Construcción de un sistema de adquisición de imágenes multiespectrales, basado en una fuente de iluminación led con longitudes de onda variables para obtener imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano.	18
2.1.1.	Sistema de Iluminación multiespectral	18
2.1.1.1.	Caracterización de ledes.....	18
2.1.1.2.	Caracterización espectral del sistema.....	19
2.1.1.3.	Implementación de un sistema de visión multiespectral con normalización de niveles de intensidad a reflectancia.	19
2.1.2.	Determinación de la disposición del sistema de visión	20
2.1.3.	Normalización de niveles de intensidad a reflectancia.	21
2.2.	ETAPA II: Adquisición y procesamiento de imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano.	21
2.2.1.	Adquisición de imágenes	21
2.2.2.	Procesamiento de imágenes multiespectrales	25
2.3.	ETAPA III: Evaluar la correlación entre los mapas de concentración de oxígeno y las mediciones de un pulsioxímetro comercial.....	29
Capítulo 3.....		30
RESULTADOS.....		30
3.1.	Caracterización de ledes.....	30

3.2.	Caracterización espectral del sistema de iluminación.....	33
3.3.	Implementación de un sistema de visión multispectral con normalización de niveles de intensidad a reflectancia	38
3.3.1.	Determinación de la disposición del sistema de visión	38
3.3.2.	Normalización de niveles de intensidad a reflectancia	39
3.4.	Adquisición de imágenes multispectrales.....	40
3.5.	Mapas de concentración de oxígeno.....	42
3.6.	Espectros de reflectancia	43
3.7.	Análisis estadístico de datos.....	46
3.8.	Centroides obtenidos de SpO2 alta.....	50
3.9.	Adquisición de reflectancia directa del dedo.....	52
CONCLUSIONES		54
RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS		55
BIBLIOGRAFÍA.....		56
ANEXOS.....		62
Anexo 1. Características técnicas de O´Ring led neopixel.....		62
Anexo 2. Código de programación de Arduino.....		63
Anexo 3. Consideraciones éticas.....		66
Anexo 4. Consentimiento informado		68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Espectros normalizados de tipo de piel I/II, III/IV, V/VI.....	9
Figura 2. Principio de la oximetría de pulso	10
Figura 3. Sistema básico de adquisición de imágenes	13
Figura 4. Toma de imágenes multiespectrales con SpO2 alto	23
Figura 5. Toma de imágenes multiespectrales con SpO2 baja.....	23
Figura 6. Toma de SpO2	24
Figura 7. Caracterización espectral longitud de onda color rojo (R)	31
Figura 8. Caracterización espectral longitud de onda color verde (G)	32
Figura 9. Caracterización espectral longitud de onda color azul (B)	33
Figura 10. Montaje para caracterización de fuente de iluminación de ledes.	33
Figura 11. Caracterización espectral del sistema	38
Figura 12. Sistema de visión multiespectral	39
Figura 13. Imagen adquirida de calibración de blancos.....	40
Figura 14. Imagen adquirida de calibración de negros	40
Figura 15. Imágenes multiespectrales de participante N°17 con SpO2 Alta	41
Figura 16. Imágenes multiespectrales de participante N°17 con SpO2 baja	41
Figura 17. Mapas de concentración de oxígeno.....	43
Figura 18. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel I y II	44
Figura 19. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel III y IV	45
Figura 20. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel V y VI	46
Figura 21. Gráfico de Dispersión de datos experimentales obtenidos.....	47

Figura 22. Gráfico de ANOVA Multifactorial de datos experimentales obtenidos....	48
Figura 23. Gráfico de Medias de datos experimentales obtenidos.....	49
Figura 24. Ejemplo de centroides obtenidos aplicando algoritmo Fuzzy C-Mens a datos del participante N° 1 con SpO2 alta	50
Figura 25. Comparación del eje x de los centroides de los paticipantes de los tres diferentes grupos.	52
Figura 26. Montaje para adquisición de reflectancia directa del dedo.....	53
Figura 27. Adquisición de reflectancia directa del dedo	53

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Niveles de clasificación de Fitzpatrick	8
Tabla 2. Características de la cámara DCC3240N – THORLABS.....	19
Tabla 3. Características de lente 50 mm C Series VIS - NIR Edmund Optics.	20
Tabla 4. Rango de nuevos componentes biológicos	27
Tabla 5. Parámetros de calibración del sistema de visión multiespectral	39
Tabla 6. Análisis de Varianza para Reflectancia	48
Tabla 7. Medias por Mínimos Cuadrados para Reflectancia con intervalos de confianza del 95.0%.....	49
Tabla 8. Pruebas de Múltiple Rangos para Reflectancia por Nivel de SpO2	50

GLOSARIO

Úlcera: Lesión abierta con pérdida de sustancias en los tejidos orgánicos, que puede venir acompañada de secreción purulenta.

Imagen multiespectral: Conjunto de imágenes del mismo objeto adquiridas cada una de ellas con diferentes longitudes de onda.

Espectro: Distribución de la intensidad de una radiación en función de una magnitud característica.

Longitud de onda: Distancia que existe entre dos puntos sucesivos que se encuentran en el mismo estado de vibración.

Oxigenación: Cantidad de oxígeno en un medio determinado.

SpO2: Medida de porcentaje de moléculas de hemoglobina unidas al oxígeno.

Reflectancia: Capacidad que tiene un cuerpo para reflejar luz.

RESUMEN

Las úlceras cutáneas representan un serio problema no sólo desde el punto de vista físico y de su rehabilitación, sino también psicológico, económico y social, cuya principal incidencia ha sido detectada en los sectores más vulnerables de la sociedad. Constituyen un problema de clase mundial que retrasa el desarrollo de las sociedades, al disminuir la fuerza productiva de quien las padece y con repercusiones directas sobre los diversos sistemas de salud que asumen los elevados costos de sus tratamientos que generalmente son prolongados. Existen factores intrínsecos de carácter general y específico asociados a esta patología, que permiten tener una apreciación bastante objetiva de la etapa y estado actual de la herida, siendo el principal de ellos la oxigenación del área afectada, por cuanto tiene relación directa con su proceso de cicatrización.

Es así que el presente proyecto es la primera fase en el desarrollo de un sistema de imágenes multiespectrales que permita realizar la medición de la concentración de oxígeno en tejido cutáneo sano, en base al cual, a futuro se pretende obtener una posible herramienta de seguimiento de la evolución de úlceras cutáneas. Se lo ha dividido en tres etapas, siendo la primera de ellas la construcción del sistema de adquisición de imágenes multiespectrales, continuando con la adquisición y procesamiento de imágenes multiespectrales de los participantes que colaboraron con el estudio, y culminando con la última etapa en la cual, se avalúa la correlación existente entre los mapas de concentración de oxígeno y la SpO2 medida con un pulsioxímetro comercial.

Finalmente, se presentan los resultados obtenidos durante el desarrollo de cada una de las etapas establecidas en el proyecto, las cuales fueron ejecutadas según la metodología propuesta. Se puede evidenciar el buen desempeño del sistema construido, al encontrar diferencias estadísticamente significativas entre las imágenes adquiridas con SpO2 alta y SpO2 baja respectivamente, así también, el sistema permitió adquirir imágenes robustas que permitieron efectuar un procesamiento adecuado. Mientras que la generación de mapas de concentración de oxígeno se vio limitada, por la carencia de información generada de las seis longitudes de onda combinadas y por la posibilidad de obtener la SpO2 baja de los participantes por medio del pulsioxímetro comercial, ya que al existir una baja perfusión, el ruido del dispositivo fue mayor que la señal fisiológica a adquirir.

PALABRAS CLAVE: úlcera, imagen multiespectral, fuente de iluminación, oxigenación

INTRODUCCIÓN

La organización Mundial de la Salud reporta que aproximadamente 1000 millones de personas alrededor del mundo son afectadas por enfermedades infecciosas y amenazan la vida de millones de personas más (Alves & Soares de Souza, 2014). De los 2700 millones de personas más pobres del mundo (definidas como aquellas que viven con menos de 2 dólares), más de 100 millones están afectadas por una o varias de estas enfermedades, siendo las úlceras cutáneas en su diferente tipología consideradas como una de ellas (OMS & OPS, 2012). La leishmaniasis cutánea es una enfermedad infecciosa que afecta a la piel, cuya área de incidencia principal son los países tropicales y áreas sub tropicales, afectando alrededor de 12 millones de personas en todo el mundo, con un incremento de 2 millones de nuevos casos por año (Bristow, Hudson, Paget, & Boyle, 2006). Países tropicales como Colombia, se caracterizan por una alta incidencia de enfermedades infecciosas cutáneas, producidas por bacterias y/o virus y a través del Plan Nacional Integral e Interprogramático (2013 – 2017) se propende su prevención y control (Alves & Soares de Souza, 2014).

Las úlceras afectan el nivel de salud y la calidad de vida de las personas que las padecen y sus familias, ya que son el origen de sufrimientos por carencia de recursos para tratarlas, intenso dolor y reducción de la esperanza de vida del paciente. El incremento en la incidencia de úlceras entre 1995 y el 2008 fue del 80% y su aumento ha sido progresivo principalmente en la población en riesgo (Sullivan & Schoelles, 2013). La aparición de úlceras en población institucionalizada es hasta del 25.16% y su prevalencia es de hasta del 7.5% para algunos estudios (Michel et al., 2012).

Las úlceras asumen muchos tipos y formas dependiendo de su origen y localización, es por ello que dentro de las principales se consideran las úlceras venosas, arteriales, por presión y por pie diabético, las cuales afectan a millones de personas, con un alto costo en los sistemas de salud (Gohel & Poskitt, 2013). Las úlceras venosas afectan aproximadamente 3 millones de personas; las úlceras por presión afectan de 1.3 a 3 millones de personas y se estima que alrededor del 12% de los pacientes con diabetes sufren úlceras, en los que se invierten cantidades enormes de recursos en el tratamiento (Phillips & Dover, 1993).

Poco más del 2% de los hombres y 4% de las mujeres con insuficiencia crónica venosa (ICV) desarrollarán ulceraciones. En pacientes mayores de 65 años en el Reino Unido, la incidencia de estas fue entre 1.1% y 1.2% a 100 persona-año, con una prevalencia del 1.7% (Van Gent, Wilschut, & Wittens, 2010). Se ha estimado que las úlceras venosas causan una pérdida de aproximadamente 2 millones de días laborales y los

costos del tratamiento son cercanos a 3 billones de dólares por año en los Estados Unidos de América (Gillespie, 2010).

El uso de nuevas tecnologías para diagnóstico y seguimiento de úlceras cutáneas, se tornan necesarias con el fin de minimizar las secuelas fisiológicas, morfológicas y los índices de mortalidad. Factores múltiples tales como: la carencia de recursos económicos, logísticos, limitaciones geográficas y de profesionales competentes, ha limitado su manejo y por lo tanto han contribuido para que el problema se vea más acentuado.

Tradicionalmente, el diagnóstico inicial de úlceras cutáneas se ha visto generalizado en la ejecución de una exploración física directa, mediante la palpación por pulsos del personal asistencial cuya finalidad es localizar la lesión con exactitud, el aspecto de sus bordes, la profundidad, su evolución respecto al tiempo, la presencia de dolor y signos infecciosos, permitiendo una aproximación diagnóstica importante. Además se han apoyado en herramientas diagnósticas y de seguimiento complementarias como cultivos y estudios de ecografía-doppler, con las cuales se precisa las características físicas de la lesión, así como arteriogramas que permiten planificar la posible revascularización de la extremidad y conseguir el cierre de la herida (Llaneza Coto, 2015). A pesar de esto, aún no se cuenta con tecnologías que permitan cuantificar la evolución de la úlcera con respecto a la piel perilesional, la oxigenación, inflamación, niveles de melanina y hemodinámica de una forma eficiente y económica.

De los factores mencionados anteriormente, el principal de ellos es la oxigenación ya que es la base fundamental sobre la cual se puede tener una aproximación a la cicatrización que va tener la herida. Además el oxígeno es crucial para la proliferación celular, defensa bacterial, y la angiogénesis, así como para el entrecruzamiento del colágeno, que es fundamental para proporcionar resistencia a la tracción a la herida cicatrizada (Sowa et al., 2016).

Este proyecto es la primera etapa en el desarrollo de una herramienta orientada al seguimiento de la evolución de úlceras cutáneas. Tiene la finalidad de llegar a ser empleada en pacientes que presenten este tipo de patologías, posibilitando emitir un diagnóstico cuantitativo del estado actual de la lesión y a partir de esto, la aplicación de un tratamiento adecuado.

Este desarrollo está constituido por un sistema de iluminación con longitudes de onda variable, construido a base de arreglos de ledes automatizados. Lo cual permite seleccionar las longitudes de onda con las cuales se realiza la adquisición de imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano, mismas que son procesadas con la finalidad de obtener sus mapas de concentración de oxigenación, y posteriormente evaluar su

correlación con las mediciones de saturación parcial de oxígeno obtenidos por medio de un pulsioxímetro comercial, verificando de esta manera el desempeño del sistema.

El presente proyecto se ejecutó en el marco de la Red IMPULSO - IMage Processing for skin ULcerS in trOpical áreas, financiada por el Programa Regional STIC-AmSud. Esta red está conformada por seis universidades: Perú (Universidad Peruana Cayetano Heredia; Pontificia Universidad Católica del Perú), Francia (Universitdad de Bourgogne; Universidad de Orléans) y Colombia (Universidad Pontificia Bolivariana; Instituto Tecnológico Metropolitano).

Finalmente, el desarrollo de esta investigación ha sido plasmado en el presente documento, el cual, se encuentra dividido en tres capítulos principales. En el primero de ellos, se realiza de forma general un enfoque literario de los conceptos fundamentales y estado del arte de úlceras cutáneas, oxigenación e imágenes multiespectrales, siendo éstos los temas centrales con los que se trabaja durante la investigación, posteriormente en el siguiente capítulo, se encuentra una descripción detallada del desarrollo metodológico efectuado para cumplir con los objetivos inicialmente propuestos y se culmina con un último capítulo, en el cual se describen los resultados obtenidos durante la ejecución de todo el proyecto.

OBJETIVOS

GENERAL

Desarrollar un prototipo de un sistema de imágenes multiespectrales basado en iluminación led para la medición de oxigenación en tejido cutáneo sano.

ESPECÍFICOS

1. Construir un sistema de adquisición de imágenes multiespectrales basado en una fuente de iluminación led con longitudes de onda variables, para obtener imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano.
2. Procesar imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano para la obtención de mapas de concentración de oxígeno.
3. Evaluar la correlación entre los mapas de concentración de oxígeno y las mediciones de un pulsioxímetro comercial.

Capítulo 1

IMAGENOLOGÍA MULTIESPECTRAL EN ÚLCERAS CUTÁNEAS

En el presente capítulo se realiza una contextualización de los temas fundamentales sobre los que se desarrolla la presente investigación. Se inicia con el desarrollo de úlceras cutáneas, con sus diferentes tipos, fases de las heridas, factores principales que las afectan la curación y biotipos de piel. Posteriormente se enfoca la oxigenación celular, como factor predominante durante la evolución de una herida de úlcera cutánea y se culmina con los sistemas de adquisición y posibles métodos de procesamiento de imágenes multiespectrales.

1.1. ÚLCERAS CUTÁNEAS:

Etimológicamente la palabra Úlcera proviene del vocablo latín *ulcus* = *ulceris* (llaga, herida en carne viva). La úlcera cutánea es una lesión de la piel que implica pérdida de la epidermis, parte de la dermis, e incluso de la hipodermis y puede tratarse de una herida únicamente superficial o de una afectación más profunda (Dong et al., 2016), (Sarratea, 2011). La prevalencia de las úlceras tiende a ser más frecuente a mayor edad, por lo que se espera un creciente número de casos con el aumento en el promedio de vida (Gohel & Poskitt, 2013), (Phillips & Dover, 1993).

1.1.1. Tipos de úlceras.

Las úlceras cutáneas asumen muchos tipos y formas, es así que dentro de las principales se encuentran incluidas las descritas a continuación:

1.1.1.1. Úlcera Vascular arterial o isquémica (S. A. Salud, 2009), (Chaby, 2013).- Es causada por un déficit de aporte sanguíneo tisular debido a obstrucciones en el sistema arterial.

1.1.1.2. Úlcera Vascular venosa (Pan, Drost, Basson, & Reid, 2015), (Marola et al., 2016).- Este tipo de ulceración se debe a hipertensión venosa que generalmente es causada por una insuficiencia venosa.

1.1.1.3. Úlcera por Presión (Braga, Pirett, Ribas, Filho, & Filho, 2013), (Ham, Schoonhoven, Schuurmans, & Leenen, 2016).- Su zona de daño específico es la piel y tejidos subyacentes, puede ser causada por presión, fricción, cizalla o una combinación de ellas.

1.1.1.4. Úlcera Latrogénica (S. M. de Salud, 2010).- Habitualmente es causada por mecanismos de presión o roce derivados del uso de materiales utilizados en el tratamiento de un proceso clínico distinto.

1.1.1.5. Úlcera Neuropática (Palomar, Fornes, & Sierra, 2014), (Suzuki et al., 2000).- Es provocada por ausencia de sensación dolorosa producida por una lesión en el sistema neurológico central o periférico, la más conocida dentro de este tipo es la del pie diabético.

El proceso de curación de una herida comienza inmediatamente después de la lesión. Cuando la lesión del tejido interrumpe los vasos sanguíneos y causa sangrado, potentes vasoconstrictores son liberados en el sitio de la lesión y el proceso de coagulación de la sangre comienza. Mientras más rápida sea la respuesta después de una lesión aguda, limitará la pérdida de sangre y preservará el sistema vascular y la hemostasia.

1.1.2. Fases de la herida

La curación de los tejidos blandos en el cuerpo humano es a menudo representado en cuatro fases que se superponen entre ellas, es así que se identifican de la siguiente manera (Sowa et al., 2016):

1.1.2.1. Fase 1. Hemostasis (Hoffman & Iii, 2001).- Es la activación de un conjunto de mecanismos con los que se controla la pérdida de sangre de un organismo restringiendo un proceso hemorrágico, es por eso que se encuentra asociada con la vasoconstricción y coagulación.

1.1.2.2. Fase 2. Inflamación (Benavides, 2008).- Es la respuesta del sistema inmunológico a invasores extraños tales como virus y bacterias. La respuesta inflamatoria ocurre solo en tejidos conectivos vascularizados y surge con el fin defensivo de aislar y destruir al agente dañino, así como reparar el tejido u órgano dañado.

1.1.2.3. Fase 3. Proliferación (Lucha, Muñoz, & Forme, 2008).- Se caracteriza por una extensa angiogénesis (proceso fisiológico que consiste en la formación de vasos sanguíneos nuevos a partir de los vasos preexistentes) y la deposición de la matriz extracelular.

1.1.2.4. Fase 4. Remodelación (Paola & Stella, 2013).- Es una transformación de un tejido, de un órgano o de células, caracterizado por la maduración y fortalecimiento de las redes de colágeno en base a las cuales se completa la formación de cicatrices.

1.1.3. Factores que afectan la curación de heridas

A pesar de la creciente comprensión del proceso de curación, las heridas siguen siendo un reto por sus complicaciones. Problemas clínicos que conducen a la morbilidad o mortalidad pueden surgir en cualquier fase a lo largo de la trayectoria de curación, con el impacto social y económico global que implica para el paciente, su familia y los sistemas de salud (Sowa et al., 2016).

Es importante considerar que dentro de la ejecución del tratamiento de este tipo de patología, existen factores sistémicos o generales y específicos que influyen directamente en la cicatrización de la herida, por tal motivo se puede prolongar dicho proceso o cumplir de forma satisfactoria con su evolución, es así que dentro de los predominantes en cada uno de ellos se encuentran los siguientes (S. M. de Salud, 2010):

1.1.3.1. Factores sistémicos o generales:

Dentro de ellos se puede considerar las patologías previas del paciente, déficit de movilidad, tratamientos farmacológicos, hipoxia crónica, edad avanzada, inmunodeficiencia.

1.1.3.2. Factores locales:

Son aquellos tales como la presencia de tejido necrótico o no viable, existencia de cuerpos extraños en el lecho de la úlcera, infección de la úlcera, ambiente seco en el lecho de la úlcera.

Sin embargo, el factor clave que determina el resultado local de la herida, además de una protección adecuada es una perfusión adecuada de la herida con sangre oxigenada. Las heridas son generalmente isquemia-hipóxicas y ante eso una serie de sistemas de compensación permiten al tejido hacer frente en tales condiciones. Este tipo de patología tanto en nivel moderado como severo proporciona un entorno para las bacterias anaerobias y conduce a una rápida necrosis tisular.

Las medidas de la perfusión y oxigenación no son sustitutos uno de otro. La perfusión proporciona una medida de la oferta, mientras que las medidas relacionadas con el oxígeno en el sitio de la herida dependen de la oferta y la demanda metabólica. Por lo tanto, la medición tanto de la perfusión y oxigenación parece ser ventajoso en la determinación del equilibrio entre el suministro de oxígeno en nutrientes y la demanda metabólica. Además de ser esencial para el metabolismo de la glucosa para satisfacer las demandas de energía de la zona de la herida, el oxígeno es crucial para la proliferación celular, defensa bacteriana, y la angiogénesis, así como para el entrecruzamiento del colágeno, que es fundamental para proporcionar resistencia a la tracción a la herida cicatrizada (Sowa et al., 2016).

Para realizar el diagnóstico de úlceras cutáneas se han observado varios métodos que han venido siendo empleados, partiendo desde la observación directa del médico interactuando con el paciente con base en los protocolos correspondientes al tipo de úlcera presentada, así como el posterior uso de herramientas diagnósticas y de seguimiento complementario como cultivos, ecografía doopler y arteriogramas, con base en lo cual se verifican las características específicas de la herida (Llaneza Coto, 2015). Por medio de la fotomicrografía de tejidos teñidos por la técnica de hematoxilina y eosina, se puede evidenciar el infiltrado inflamatorio existente (Suárez C Salgado RM, 2012).

Actualmente según Patiño D. y colaboradores (Gutiérrez, 2012), se continua empleando tratamientos tradicionales como el uso de gasas, oclusivos, semioclusivos, pero de igual manera existen gran número de nuevos tratamientos que se vienen utilizando en diversos estudios, los cuales están basados en la realización de cultivos de nuevas células como queratinocitos y fibroblastos, y la producción de células de factores de crecimiento en gran cantidad mediante células genéticamente modificadas.

1.1.4. Biotipos de piel

La piel es un material altamente dispersante, donde las fibras de colágeno y el agua en la epidermis y la dermis son los principales contribuyentes a la dispersión de la luz. El coeficiente de dispersión es lo que ayuda a definir la reflectancia máxima posible de la piel en diferentes longitudes de onda, mientras que la absorción de los cromóforos es lo que da a los espectros de reflectancia de la piel sus rasgos característicos en una estructura estratificada donde cada capa tiene un espesor específico, una dispersión basal y un perfil de absorción basado en colágeno y agua. La absorción adicional es causada por cantidades variables de los siguientes cromóforos: sangre, hemoglobina oxigenada y desoxigenada, bilirrubina, betacaroteno y melanina. La melanina, la hemoglobina oxigenada y la absorción de agua son los absorbentes dominantes en el espectro mientras que la dispersión debido a las fibras collegianas en la epidermis y la dermis es el dispersor primario en la piel (Matts, Dykes, & Marks, 2007).

La escala de Fitzpatrick (Mendenhall, Nunez, & Martin, 2015), declara seis tipos numéricos de piel donde cada uno de ellos se caracteriza por su probabilidad de quemarse, teniendo en cuenta que la probabilidad de quemadura va relacionada con el contenido de melanina de piel, mientras mayor melanina, más oscura es la piel y menor probabilidad tiene de quemarse, así como se define en la tabla N° 1.

Tabla 1. Niveles de clasificación de Fitzpatrick

TIPO DE PIEL	CARACTERÍSTICA
Tipo I	Siempre se quema

Tipo II	Normalmente se quema
Tipo III	A veces se quema
Tipo IV	Raramente se quema
Tipo V	Muy raramente se quema
Tipo VI	Nunca se quema

Información obtenida de (Mendenhall et al., 2015)

En la figura 1 se observa que a medida que aumenta el contenido de melanina, la reflectancia de la piel disminuye más en las partes visibles y del infrarrojo cercano del espectro electromagnético. De igual forma a medida que aumenta la longitud de onda, la diferencia entre la reflectancia de la piel con diferentes cantidades de melanina disminuye debido que la absorción de melanina también disminuye a medida que aumenta la longitud de onda. Más allá de 1300 nm de absorción de melanina no es significativa y la reflectancia de la piel es aproximadamente la misma.

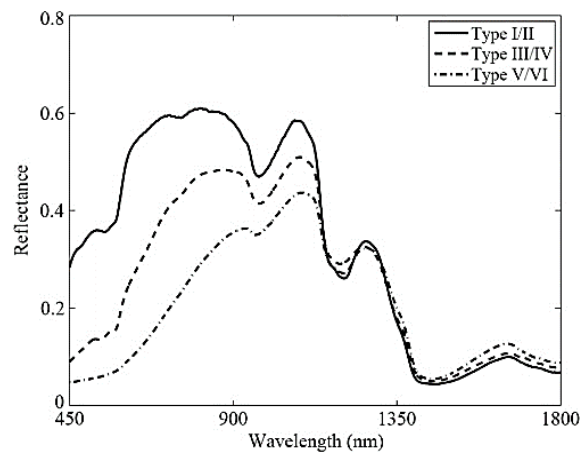


Figura 1. Espectros normalizados de tipo de piel I/II, III/IV, V/VI

1.2. OXIGENACIÓN CELULAR

Los seres humanos dependen del oxígeno para vivir. Todos los órganos requieren oxígeno para el metabolismo, pero el cerebro y el corazón son particularmente sensibles a la falta de oxígeno. La escasez de oxígeno en el cuerpo se llama hipoxia. Una escasez seria de oxígeno por unos pocos minutos es mortal.

1.2.1. Transporte del oxígeno a los tejidos.

El Oxígeno es transportado en el cuerpo fijado a una proteína que contiene hierro llamada Hemoglobina (Hb) que está en los glóbulos rojos. Después que el oxígeno es introducido dentro de los pulmones se combina con la hemoglobina en los glóbulos rojos cuando ellos pasan a través de los capilares pulmonares. El corazón bombea sangre continuamente en el cuerpo para transportar el oxígeno a los tejidos (OMS, 2010).

1.2.2. Qué es la saturación de oxígeno

Los glóbulos rojos contienen hemoglobina. Una molécula de hemoglobina puede transportar hasta cuatro moléculas de oxígeno luego de lo cual se dice que está “saturada” con oxígeno. Si todos los lugares de unión con la hemoglobina están transportando oxígeno, se dice que la hemoglobina tiene una saturación de 100%. La mayoría de la hemoglobina en sangre se combina con el oxígeno durante su pasaje por los pulmones. Un individuo sano con pulmones normales, respirando aire a nivel del mar, tendrá una saturación de sangre arterial de 95-100%. Las altitudes extremas afectarán estas cifras. La sangre venosa colectada desde los tejidos contiene menos oxígeno y normalmente tiene una saturación de alrededor del 75%. (OMS, 2010)

1.2.3. Oximetría de Pulso.

La oximetría de pulso es un método simple, continuo, no invasivo, para vigilar de manera periférica el porcentaje de hemoglobina (Hb) saturada con oxígeno (O₂), por el paso de longitudes de onda específicas a través de la sangre (SpO₂) (López-Herranz, 2003).

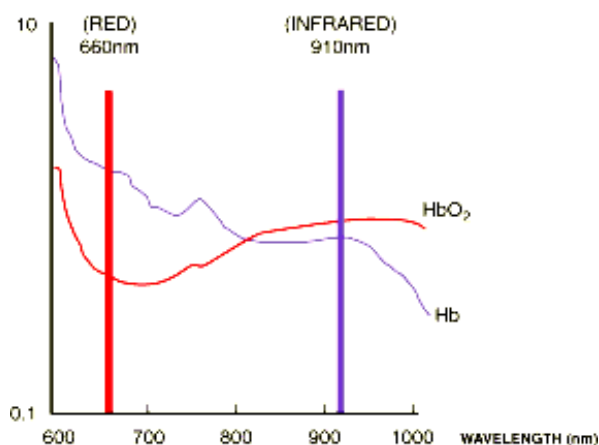


Figura 2. Principio de la oximetría de pulso

Imagen obtenida de (Barker, Hay, Miyasaka, & Crisitanos, 2006).

Se realiza con un dispositivo denominado pulsioxímetro el cual contiene una fuente de luz, un detector de luz, y un microprocesador que compara y calcula las diferencias entre la hemoglobina desoxigenada y oxigenada (Fouzas & National, 2011). El principio de la oximetría de pulso se basa en las características de absorción de luz roja e infrarroja de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. La hemoglobina oxigenada absorbe más luz infrarroja y permite que más luz roja pase a través. La hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y permite más luz infrarroja pase a través. La luz roja es en la banda de longitud de onda de 600-750 nm de luz. La luz infrarroja se encuentra en la banda de luz de longitud de onda 850-1000 nm (Barker et al., 2006).

Los sitios del cuerpo que generalmente se usan para medir la SpO₂ son los dedos de la mano, dedo gordo del pie y lóbulo de la oreja (Mejía & Mejía, 2012). En neonatos y lactantes menores se usan las palmas de las manos y plantas de los pies. Otros lugares menos frecuentes son la lengua, alas de la nariz y las mejillas (Sola, Chow, & Rogido, 2005).

Durante el desarrollo del procedimiento existen algunos factores que pueden alterar en el valor obtenido de la medición, dentro de los cuales tenemos:

1.2.3.1. Baja perfusión:

La perfusión del lecho vascular entre el diodo emisor de luz y el sensor de la sonda del monitor determina la magnitud de la señal disponible para el oxímetro de pulso. Al disminuir la perfusión, también lo hace la magnitud de la señal, como la pulsación arterial es necesaria para la medición, los estados de baja perfusión como el choque, gasto cardíaco bajo y la hipotermia puede alterar las lecturas. Cuando la perfusión desciende hasta niveles demasiado bajos, la magnitud de la señal se aproxima al nivel de ruido básico del sistema en la electrónica del SpO₂, lo que permite que el ruido supere a la señal fisiológica (Fouzas, Priftis, & Anthracopoulos, 2010).

1.2.3.2. Pigmentación de la piel y pintura de uñas:

La piel oscura, absorbe luz en el rango de 660 a 940 nm. Existen errores potenciales de lectura de SpO₂ con resultados alrededor del 80%, debido al esmalte de las uñas lo cual puede interferir con la capacidad de medición del oxímetro del pulso (Mower, Sachs, Nicklin, & Baraff, 2009).

1.2.3.3. Interferencia electromagnética:

La energía electromagnética externa como la proveniente de tomógrafos, electrocauterios, celulares u otros pueden ocasionar interferencia de la correcta lectura del oxímetro y además producir un sobrecalentamiento del sensor, lo

cual lleva a lecturas bajas de SpO₂ y falsas alarmas (Duke, Subhi, Peel, & Frey, 2009).

1.2.3.4. Interferencia de la luz ambiental:

La luz intensa blanca (fototerapia, luces de quirófanos, etc.) o roja pueden interferir con la lectura de los oxímetros porque alteran la función de los foto detectores. Esta dificultad puede evitarse cubriendo el sensor con un material no transparente (Subhi, Smith, & Duke, 2009).

1.2.3.5. Variantes de Hemoglobinas:

Siendo las 2 principales situaciones en las que se puede afectar la lectura de los oxímetros la Carboxihemoglobina (COHb) y la Metahemoglobina (Mahle et al., 2009).

Finalmente la búsqueda de obtener la saturación parcial de oxígeno por métodos diferentes al de la pulsioximetría tradicional, llevó a T. Saito y H. Yamaguchi (Saito & Yamaguchi, 2015), a desarrollar una técnica de imagen StO₂ (saturación de oxígeno de la hemoglobina en tejido) basada en un pequeño número de rangos de longitud de onda en el espectro visible. Asumiendo un tejido homogéneo, con lo cual demostraron que el tejido StO₂ puede ser obtenido independientemente de la propiedad de dispersión y la concentración sanguínea de tejido utilizando cuatro bandas espectrales. Ellos desarrollaron un prototipo de sistema de endoscopia y verificaron su desempeño con patrones de calibración (*phantom*) que simulan los tejidos. Los valores de StO₂ (%) obtenidos usando su técnica coincidieron con los del T-Stat dentro del 10%. Por último, demostraron que el StO₂ del tejido se puede derivar usando tres bandas espectrales si la propiedad de dispersión se fija en valores preliminares medidos

1.3. IMÁGENES MULTIESPECTRALES

Las imágenes multiespectrales se basan en la adquisición de espectros de reflectancia por medio de dispositivos optoelectrónicos. Una imagen es multiespectral, cuando cada píxel contiene información acerca de la reflectancia espectral de la escena fotografiada (Hardeberg, Schmitt, Brettel, Crettez, & Maître, 1999).

Las principales variables que intervienen en el proceso físico de obtención de las imágenes multiespectrales son: el resplandor espectral de la fuente luminosa, la reflectancia espectral de la muestra, la transmitancia espectral del sistema óptico, la transmitancia espectral relacionada con los filtros y la sensibilidad espectral de las cámaras (Jolivot, Vabres, & Marzani, 2011b).

Los sistemas de imágenes multiespectrales tienen la capacidad de adquirir imágenes en diferentes bandas espectrales cortas, incluyendo longitudes de onda que el ojo humano no es capaz de capturar. Por lo tanto, es posible extraer información adicional acerca de la interacción luz-materia que normalmente se oculta dentro de las imágenes RGB (Jolivot, Vabres, & Marzani, 2011a).

1.3.1. Sistemas de Adquisición

Éste tipo de sistemas se componen de un hardware y un software. El conjunto de elementos que figuran en el hardware se presenta en la figura 3, así como se describe en el trabajo realizado por D. Bonita et al (Bonita, Galeano, Pérez, & Garzón, 2015). El sistema consta de seis etapas que deben ser dispuestas en un lugar estable para evitar alteraciones externas: A) Una fuente de luz encargada de dar la energía al sistema. B) Un sistema de lentes para colimar la luz que permite la disposición de una fuente de luz plana. C) Un filtro cuya función es dejar pasar solo la componente espectral con la cual se desea iluminar el objeto. D) Una muestra del objeto dispuesto para la toma de su respectiva imagen. E) Un sensor con la capacidad de capturar la imagen. F) Un computador para proceder al tratamiento de la imagen (J Galeano et al., 2014).

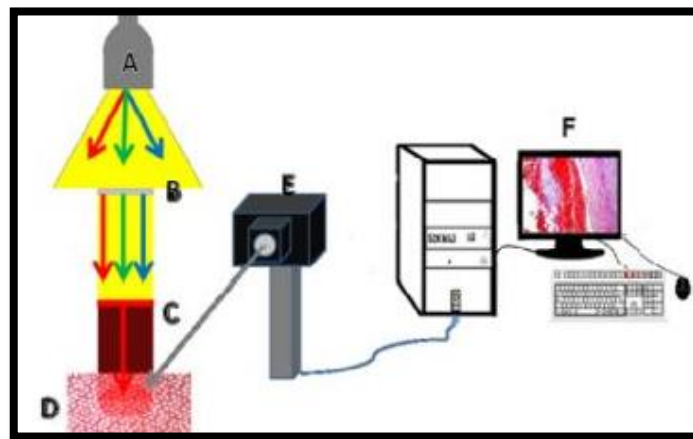


Figura 3. Sistema básico de adquisición de imágenes

Imagen obtenida de (Bonita et al., 2015)

Actualmente una nueva categoría que consiste en sistemas de IHS está bajo estudio en varios grupos de investigación, en microscopía y en el diagnóstico óptico vivo. Las limitaciones de las IHS son generalmente su complejidad y costo. IMS implica generalmente un número limitado de bandas espectrales (19 bandas), mientras las IHS son capaces de registrar un número mucho mayor de bandas muy estrechas (20-200 bandas).

Nuevas técnicas para detectar enfermedades dermatológicas, especialmente las herramientas de diagnóstico no invasivas, se están explorando en numerosos laboratorios e instituciones de investigación. Junto con los métodos quirúrgicos, técnicas tales como fotografía digital, dermatoscopia, sistemas de imágenes multiespectrales, ultrasonido e imágenes de resonancia magnética (Pirtini Çetingül & Herman, 2011), se están desarrollando y probando, ofreciendo cada una ventajas únicas y además desventajas, muchas de las cuales suponen un compromiso entre la eficacia y la precisión en comparación con las consideraciones de costo (Liu et al., 2016).

Estos sistemas son una nueva tecnología con múltiples aplicaciones, es así que se puede construir mapas espaciales de la oxigenación de los tejidos al igual que de otros parámetros, a través de la espectroscopia de exploración, utilizando longitudes de onda de luz visible, constituyéndose en un método no invasivo, no ionizante y automatizado (Chin, Wang, & Kibbe, 2011). (Jolivot, 2012)

Jolivot, Vabres y Marzani (Jolivot et al., 2011b), lograron el desarrollo de un equipo basado en éste principio para el estudio de enfermedades cutáneas. Implementaron una metodología de colposcopia en tiempo real para la detección del papiloma humano (Nakappan et al., 2007).

De igual manera D. Bonita et al, en su trabajo denominado Adquisición y procesamiento de imágenes multiespectrales biológicas: un caso de estudio en tejido cardiovascular, presenta algunos sistemas de adquisición utilizados en algunos estudio científicos, Mansouri, A., Marzani, F., Hardeberg, J., y Gouton (Bonita et al., 2015), utilizan un sistema de adquisición de imágenes espectrales, que cuenta con 9 filtros de fácil acceso que varían entre 400 y 1000 nm, para abarcar toda la gama que el sensor de la cámara predispone. Cada uno de ellos ocupa una longitud de onda de aproximadamente 65 nm y su movimiento es controlado desde el computador. David T. D., y colaboradores (Dicker et al., 2006), realizaron un estudio en longitud de onda entre 365 y 800 nm donde deseaban diferenciar la piel sana de la piel con melanoma. Para esto se implementó un sistema de adquisición de imágenes hiperespectrales, donde el objeto encargado de dar las diferentes longitudes de onda fue un prisma dentro de un sistema de adquisición llamado PARISS (Prism and Reflector Imaging Spectroscopy System). Finalmente D. Duque y J. Garzón (Duque & Garzón, 2012), utilizan un sistema en arquitectura confocal para la caracterización óptica de materiales. El proceso realizado por este sistema inicia desde una fuente de luz que llega a un arreglo de lentes encargados de colimar la luz. Una vez el haz de luz es plano se hace llegar al divisor de haz pasando por tres espejos que direccionan el haz. Finalmente, la luz pasa por un lente de Fresnel (que asigna una longitud de onda específica), así se refleja la luz en el objetivo para llegar al espectrofotómetro.

Wieringa FP., y colaboradores realizan un sistema de imágenes multiespectrales estereoscópicas remotas para emplear durante la cirugía cardíaca, empleando dos cámaras, con matrices led de doble banda, capturan alternativamente tramas de color VIS (400-780 nm) y tramas NIR (910-920 nm). Los contrastes NIR arteriales se distinguen de las sombras y reflejos superficiales, mejorados selectivamente, y se los retroproyectó en un video estereoscópico VIS color. Las pruebas inicialmente fueron realizada en corazones porcinos y humanos usando el proceso fuera de línea (Wieringa et al., 2006).

H. Duong y M. Han, desarrollan una matriz led multiespectral para la reducción de auto fluorescencia de fondo en el tejido cerebral. Construyeron un dispositivo compacto de foto-irradiación de extinción de AAF usando una matriz de diodos emisores de luz (led) comercialmente disponibles, unidad de enfriamiento y componentes de soporte. El panel led está compuesto por una serie de ledes multiespectrales de alta intensidad que sirven como fuente de iluminación para el proceso de foto-irradiación (Duong & Han, 2013).

F. Ieringa y F. Astik, diseñaron una nueva tecnología multiespectral de contraste de mejora remota, que sin contacto con el paciente mejora selectivamente los vasos sanguíneos superficiales por debajo de la piel humana intacta pigmentada de diversas formas combinando imágenes en diferentes bandas espectrales (Ieringa & Astik, 2006).

Brydegaard et al., desarrollaron un nuevo microscopio multiespectral, basado en diodos emisores de luz, capaces de adquirir imágenes megapíxel en trece bandas espectrales desde el ultravioleta hasta el infrarrojo cercano, capturando imágenes y espectros en modos de transmitancia, reflectancia y dispersión (Brydegaard, Merdasa, Jayaweera, & Alebring, 2011).

De igual manera A. Sereda y colaboradores diseñaron un sistema de iluminación compacto de 5 ledes para la detección de resonancia de plasmón de superficie multiespectral (Sereda et al., 2015).

1.3.2. Métodos de procesamiento de imágenes

Dentro de la literatura se ha podido evidenciar que existen algunos métodos comunes para efectuar el procesamiento de imágenes multiespectrales, cada uno con sus características específicas y cuya aplicación se ve sujeta a la necesidad del investigador de acuerdo a la necesidad del estudio. Dentro de ellos tenemos:

1.3.2.1. Algoritmos Genéticos (AG)

Los algoritmos genéticos constituyen el paradigma más completo de los que presenta la computación evolutiva. Una característica importante es el poco conocimiento específico que precisan del problema al que se aplican para su funcionamiento, además permiten resolver problemas con poco esfuerzo computacional, especialmente en los casos en que otros métodos fallan o suponen unos requerimientos computacionales excesivos. Estos algoritmos son de tipo exploratorio, basados en el mecanismo de selección natural y genética.

Un algoritmo de exploración se considera el principal de supervivencia del individuo más apto y el intercambio de información pseudoaleatoria. Los AG son uno de los pocos métodos que se emplean para optimizar varios criterios simultáneamente, y requieren una representación del espacio de soluciones y una función de aptitud para evaluar la población de individuos. La evolución de la población está más o menos basada en un proceso de tres pasos iterativos que son: selección, cruce y mutación (Jolivot, 2012).

1.3.2.2. Características de un AG (Luis, 2008). Dentro de las principales características tenemos las siguientes:

- Trabajan con una codificación de las soluciones, mas no con las soluciones.
- Realizan una búsqueda utilizando una población de posibles soluciones.
- Utilizan una función objetivo (función de evaluación), lo que permite resolver problemas con poco conocimiento específico.
- Utilizan reglas probabilísticas de transición.

1.3.2.3. Pasos de un AG (Jolivot, 2012).- Se puede descomponer en varios pasos dentro de los cuales se consideran los siguientes:

- Codificación.- La codificación es un aspecto esencial que consiste en la representación de las posibles soluciones (llamados cromosomas) de un conjunto de parámetros. Un cromosoma se divide en genes. Un gen es la representación de un único parámetro del modelo.
- Generación de la población.- El algoritmo genético comienza con la generación de una población de individuos P. Cada individuo es descrito por los genes N que contienen el modelo del parámetro. La población se evalúa de forma iterativa por una función de aptitud que selecciona el mejor individuo en lo que respecta al modelo.

- Función de aptitud.- La aptitud de un individuo para el algoritmo genético se refiere a un valor objetivo que calcula el rendimiento de los parámetros de cromosomas en lo que respecta al problema.
- Selección.- Es una operación basada en el principio de adaptación de un individuo a partir de una población en su entorno siguiendo la teoría de la selección natural.
- Funcionamiento Genético.- Después del proceso de selección, la población sufre una reproducción para generar una nueva población. La operación de cruce requiere al menos un par de los padres para generar dos offspings/ hijos, mientras que la operación de mutación requiere sólo un padre.

1.3.2.4. Algoritmo Fuzzy C-Means (FCM)

El algoritmo FCM es una técnica de minería de datos que permite encontrar grupos naturales en un conjunto de datos y puede ser aplicado en diversos campos como organización y clasificación de datos, reconocimiento de patrones, estudio del clima, diagnóstico de enfermedades, bioinformática, genética (Kim, Lee, & Bae, 2006). Además en la cancelación de ruido e interferencia de una señal, estudio de series del tiempo, estudio de la rentabilidad económica de una empresa, soporte de la decisión, segmentación de mercados y clientes, entre otras (Raya, 2004).

En muchas situaciones cotidianas ocurre el caso que un dato está lo suficientemente cerca de dos clusters de tal manera que es difícil etiquetarlo en uno o en otro, esto se debe a la relativa frecuencia con la cuál un dato particular presenta características pertenecientes a clusters distintos y como consecuencia no es fácilmente clasificado; fuzzy c-means (FCM) es un algoritmo que se desarrolló con el objetivo de solucionar tales inconvenientes (Rojas, Jerónimo; Julio & Laverde, 2009). El algoritmo FCM asigna a cada dato un valor de pertenencia dentro de cada cluster y por consiguiente un dato específico puede pertenecer parcialmente a más de un cluster. A diferencia del algoritmo c-means clásico que trabaja con una partición dura, FCM realiza una partición suave del conjunto de datos, en tal partición los datos pertenecen en algún grado a todos los clusters.

Capítulo 2

METODOLOGÍA PARA EL DESARROLLO DEL SISTEMA

En este capítulo, se presenta la metodología que permitió el desarrollo del sistema de imagenología multiespectral, la adquisición y procesamiento de las imágenes obtenidas en base al sistema construido. Además el análisis estadístico de varianza (ANOVA), que permitió obtener diferencias estadísticamente significativas entre los datos obtenidos.

2.1. ETAPA I: Construcción de un sistema de adquisición de imágenes multiespectrales, basado en una fuente de iluminación led con longitudes de onda variables para obtener imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano.

2.1.1. Sistema de Iluminación multiespectral

Se realizó una revisión acerca de los métodos de adquisición de imágenes multiespectrales y las principales variables que intervienen en el proceso. A partir de esto se desarrolló un diseño cuya arquitectura permite obtener un sistema de longitud de onda variable.

2.1.1.1. Caracterización de ledes

El desarrollo de la presente etapa inició con la selección de ledes comerciales, con la finalidad de caracterizar cada uno de ellos y analizar cuáles serían los adecuados para ser empleados en la construcción del sistema de iluminación con longitudes de onda variables. Los criterios de selección fueron optar por ledes cuyas longitudes de onda se encuentren dentro del espectro visible y entre los rangos 600 – 700 nm, 520 - 531 nm, 450 – 470 para los colores RGB respectivamente y que el ancho medio de longitud de onda FWHM sea inferior a 50 nm.

Posteriormente para efectuar el estudio de caracterización de los tipos de ledes seleccionados, se empleó el espectrómetro HR4000 UC – UV – NIS de Ocean Optic y su software Spectra Suit perteneciente al Grupo de Óptica y Espectroscopía de la UPB.

Con las características obtenidas en el estudio anterior se pudo verificar que los ledes Neo Pixel cumplen con las condiciones necesarias para ser considerados para el diseño y construcción del sistema de iluminación led automatizada de longitudes de onda variables.

El control de la fuente de iluminación (*O´ring* led Neo Pixel), se lo realizó por medio de un Arduino Uno, obteniendo 3 longitudes de onda puras y 6 combinaciones de entre ellas.

La programación del dispositivo se realizó mediante el propio software libre de Arduino y sus librerías que se encuentran a disposición del usuario. El código fue diseñado de tal manera que permite efectuar el control automatizado del sistema de iluminación e ir cambiando secuencialmente las longitudes de onda empleadas en nuestro estudio.

2.1.1.2. Caracterización espectral del sistema

Para la ejecución de la caracterización espectral de la fuente de iluminación led, se empleó el espectrómetro HR4000 UC – UV – NIS de Ocean Optics y su software Spectra Suit perteneciente al Grupo de Óptica y Espectroscopía GOE de la UPB, en base al cual se obtuvieron curvas de alta precisión de cada longitud de onda las cuales posteriormente fueron exportadas para ser procesadas con otras herramientas.

Para efectuar la caracterización de la fuente de iluminación led se realizó un montaje óptico el cual se constituye de un lente objetivo de microscopio marca Newport de 20X de aumento con la finalidad de concentrar la energía generada por el LEDES, una fibra óptica marca Ocean Optics cuyos rangos de trabajo son de 200 a 900 nm en el espectro electromagnético la cual nos permitió transmitir la energía hasta el espectrómetro. La fuente de iluminación led al igual que los componentes ópticos fueron montados sobre andamiaje óptico para facilitar realizar las mediciones respectivas.

2.1.1.3. Implementación de un sistema de visión multispectral con normalización de niveles de intensidad a reflectancia.

Para la adquisición de imágenes digitales se emplearon dos elementos básicos. El primero de ellos es un dispositivo físico (cámara) sensible a un rango de bandas del espectro de energía electromagnético y que produce una señal eléctrica de salida proporcional al nivel de energía incidente en cualquier instante de tiempo. El segundo denominado digitalizador, es un dispositivo para convertir la señal eléctrica de salida continua del primer dispositivo físico (cámara) en forma digital.

De acuerdo a la descripción anterior, en esta etapa el primer elemento empleado fue una cámara DCC3240N - High-Sensitivity USB 3.0 CMOS de **THORLABS**, cuyas características se presentan en la tabla 2 y el segundo elemento fue un lente de 50 mm C Series VIS - NIR de Edmund Optics cuyas características se describen en la tabla 3.

Tabla 2. Características de la cámara DCC3240N – THORLABS.

Item #	DCC3240M	DCC3240C	DCC3240N
Tipo de sensor	CMOS		
Modo de exposición	Obturador electrónico digital enrollable		
Modo de lectura	Exploración progresiva		
Resolución	1280 x 1024 Píxeles		
Clase de sensor óptico	1/1.8"		
Rango de tiempo de pixeles	5 - 85 MHz		
Cuadros por segundo, Modo funcionamiento libre b	60.0 fps		
Entrada de disparo	8 - Pin, conector Hirose		
Modo	Monocromático	Color	NIR
Rosca de montaje de la lente	C-Montaje (1.00"-32)c		
Poste de rosca de montaje	1/4"-20 rosca 6 mm Profundidad d		
Dimensiones (HxWxD)	35.00mm x 29.0mm x 46.4mm (1.38" x 1.14" x 1.83") w/ Placa adaptadora		
Peso	60g(0.13lbs) w/ Placa adaptadora 43g(0.09lbs) w/o Placa adaptadora		
Adaptadores incluidos	1/4" - 20 to 8 -32 and 1/4" - 20 to M4		

Información tomada de (THORLABS, 2013)

Tabla 3. Características de lente 50 mm C Series VIS - NIR Edmund Optics.

Formato máximo del sensor de la cámara	2/3"
Longitud focal FL	50 mm
Campo de visión, 2/3" Sensor	42.5 mm - 8.5°
Campo de visión, 1/2" Sensor	31.0 mm - 6.2°
Campo de visión, 1/3" Sensor	23 mm - 4.6°
Distancia de trabajo	250 mm - ∞
Apertura (f=)	f/2 - f/22
Rosca del filtro	M30.5 x 0.5
Diámetro exterior	35.8 mm
Longitud	53.7 mm
Montura	C-Mount
Tipo	Fixed Focal Length Lens
Especificaciones de cubierta	425 – 1000 nm BBAR
Apertura numérica NA. Lado del objeto	0.018

Información tomada de (Edmund Optics, 2015)

2.1.2. Determinación de la disposición del sistema de visión

Para conseguir la disposición adecuada del sistema de visión, fue necesario ejecutar múltiples pruebas de laboratorio con la finalidad de ensayar con cada uno de los

parámetros fundamentales del sistema que intervendrán en la captura adecuada de una imagen, es así que se procedió a efectuar la medición y ajuste de:

- Distancia de trabajo: 180 mm
- Profundidad de campo: 30 mm

Una vez que se obtuvieron de forma cuantitativa los resultados de los ensayos anteriores se dio inicio al montaje del sistema de visión completo, en el cual se incluyen todos los elementos descritos anteriormente.

2.1.3. Normalización de niveles de intensidad a reflectancia.

Se realizó la calibración de blancos empleando un objetivo de reflectancia de balance de blancos, el cual permite obtener una reflectancia del 99% con longitudes de onda que se encuentren dentro de los espectros UV – VIS – NIR (Edmund Optics, 2016). De esta forma se ajustó para cada longitud de onda los parámetros de apertura del diafragma, ganancia y tiempo de exposición de la cámara, en donde se obtuvieron las correspondientes.

Para la calibración del negro se capturó una imagen tapando completamente la lente de la cámara. Así se logrará conocer el nivel basal de la cámara.

Para la corrección de los datos en bruto obtenidos se aplicó la ecuación 1 (Lu & Fei, 2014).

$$I_{ref} = \frac{I_{raw} - I_{dark}}{I_{white} - I_{dark}} \quad (1)$$

En donde I_{ref} es el valor de reflectancia calculada, I_{raw} es el valor de radiancia de los datos en bruto de un píxel dado, I_{dark} e I_{white} son la corriente oscura y la intensidad de referencia blanca del píxel dado, respectivamente.

2.2. ETAPA II: Adquisición y procesamiento de imágenes multiespectrales de tejido cutáneo sano.

2.2.1. Adquisición de imágenes

Una vez construido el sistema de iluminación basado en arreglos de ledes automatizados e implementado el sistema de visión multiespectral, se procedió a programar la ejecución de las pruebas para la adquisición de imágenes multiespectrales en el Laboratorio del Grupo de Óptica y Espectroscopía (GOE) de la UPB, en donde se realizó la experimentación previa y todos los montajes. Al ser necesario para efectuar

las pruebas y trabajar con humanos, se elaboró un documento de consentimiento informado en el cual se le da a conocer a cada participante detalles de la investigación y en qué consiste su participación, para que finalmente proceda a dar su autorización. Dicho documento fue sometido a análisis por parte del Comité de Ética de la facultad de medicina de la institución y posteriormente fue aprobado, con lo cual se pudo iniciar formalmente con las pruebas y toma de datos.

Se trabajó con un grupo de 30 participantes los cuales fueron seleccionados de forma aleatoria y distribuidos equitativamente en 3 grupos, cada uno de ellos con 10 participantes que representan por pares los biotipos de piel existente según la clasificación de Fitzpatrick (Mendenhall et al., 2015). El procedimiento para realizar la clasificación fue realizado por el investigador principal y fue de tipo cuantitativo, ajustando el color de la piel a la clasificación más cercana, lo cual no influyen en los resultados finales, por cuanto sirve básicamente para la clasificación final de datos. La distribución se la efectuó de la siguiente manera: grupo I (piel tipo I y II), grupo II (piel tipo III y IV) y grupo III (piel tipo V y VI), partiendo con personas de piel muy blanca hasta el extremo contrario de aquellas con piel negra.

Dicha distribución fue considerada por cuanto el tipo de piel depende de la concentración de melanina que posee y por tal razón contará con una firma espectral normalizada y específica que lo caracteriza.

Se contó con algunos criterios de inclusión y exclusión para los participantes que colaboraron con el estudio, estos fueron:

➤ Criterios de inclusión:

- Colaboración voluntaria de los participantes.
- Participantes saludables sin restricción de edad.

➤ Criterios de exclusión:

- Presencia de alguna patología cutánea, que podría interferir con la interpretación de los datos.

A cada uno de los participantes se le tomó imágenes multiespectrales del tejido cutáneo sano de su dedo índice de la mano derecha con el prototipo del sistema construido, las imágenes fueron divididas en dos grupos, el primero con el dedo índice en su estado natural, así como se observa en la figura 4 y el segundo, realizando un torniquete por medio de una amarra plásticas a la altura de la falange proximal como se observa en la figura 5. Dicho procedimiento tuvo la finalidad de interrumpir el flujo sanguíneo del

dedo para evidenciar durante el procesamiento el desempeño del sistema al tratar de captar los espectros de reflectancia en dos estados diferentes de la misma muestra.

De esta manera se obtuvo una imagen por cada una de las nueve longitudes de onda proporcionadas por el sistema de iluminación, tanto en el grupo oxigenado (SpO2 alta) como desoxigenado (SpO2 baja).

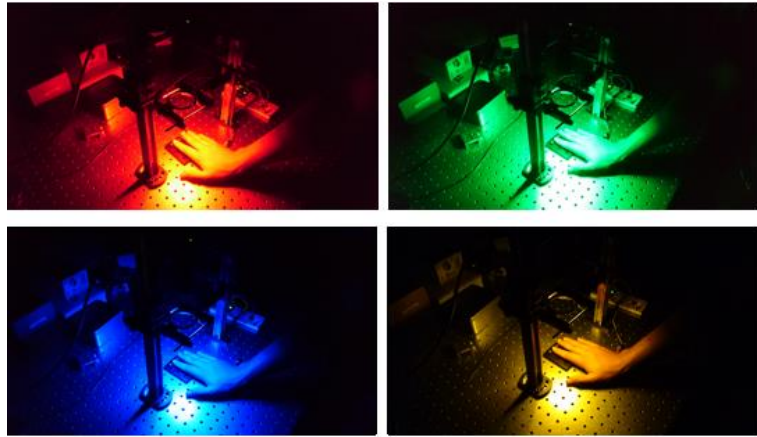


Figura 4. Toma de imágenes multiespectrales con SpO2 alto



Figura 5. Toma de imágenes multiespectrales con SpO2 baja

Para efectuar posteriormente la correlación de los datos obtenidos mediante el procesamiento de las imágenes adquiridas, se obtuvo de cada uno de los participantes la saturación parcial de oxígeno (SpO2) tanto en el estado natural del dedo así como también ocluido. Para efectuar el procedimiento se empleó un pulsioxímetro comercial marca Beurer Medical el cual, sin presentar ningún inconveniente nos proporcionó los

datos adecuados con el dedo en estado natural (SpO₂ alta o normal), mientras que para obtener la saturación en el momento que se realizó el torniquete en el dedo, el dispositivo llegó a medir hasta una saturación del 80% posterior a lo cual automáticamente dejó de sensar. Por tal motivo, asumiendo que la capacidad del dispositivo no era la suficiente para medir valores por debajo del mencionado, se procedió a realizar múltiples pruebas en el laboratorio de metrología biomédica del Instituto Tecnológico Metropolitano (ITM), empleando monitores de signos vitales de varias marcas tales como: nihon kohden, general electric, siemens y welch allyn. Todos los equipos calibrados y con sensores con tecnología Nellcor, que permiten tener un monitoreo rápido y hasta niveles por debajo del 30%. A pesar de ello, la mínima medida obtenida fue de 70%, luego de lo cual al igual que con el pulsioxímetro dejó de medir, obteniendo la misma respuesta a pesar que se probó variando la forma de oclusión, haciéndolo en el brazo por medio de un tensiómetro, incrementando paulatinamente la presión y manteniéndolo por tiempos constantes, sin obtener algún resultado positivo.



Figura 6. Toma de SpO₂

La explicación a lo sucedido es que al disminuir la perfusión, también disminuye la magnitud de la señal y como la pulsación arterial es necesaria para poder medir, cuando la perfusión desciende hasta niveles demasiado bajos, la magnitud de la señal se aproxima al nivel de ruido generado por el sistema electrónico del dispositivo, lo que permite que el ruido supere a la señal fisiológica y no continúe midiendo (Fouzas et al., 2010). Es por ello que se llegó a concluir que por medio de la oclusión realizada al dedo se garantiza que la oxigenación del área de la cual se obtuvieron las imágenes multiespectrales se encontraba por debajo del 70%.

Finalmente, adicional a las actividades que se habían estipulado en el desarrollo metodológico de esta investigación, realizamos un montaje óptico con la finalidad de

tomar de forma directa de la reflectancia de la misma zona que se adquirió las imágenes multiespectrales del dedo índice de la mano derecha de cada participante. Con ello se consiguió corroborar la firma espectral específica según el tipo de piel del participante, así como se encuentra descrito en la literatura de forma normalizada.

Para ello se realizó un montaje que consta de una fuente de iluminación halógena marca Thorlabs de 180 W, un fuelle de proyector antiguo que cuenta en su interior con un diafragma y un lente condensador, una fibra óptica marca Ocean Optics cuyos rangos de trabajo son de 200 a 900 nm en el espectro electromagnético y un espectrómetro HR4000 UC – UV – NIS de Ocean Optics con su software Spectra Suit. Todos estos equipos montados sobre un andamiaje óptico cuyo diseño fue definido posterior a múltiples pruebas realizadas en el laboratorio, que nos permitieron encontrar la ubicación adecuada de cada uno los componentes para obtener el resultado esperado.

2.2.2. Procesamiento de imágenes multiespectrales

Para obtener los mapas de concentración de oxígeno, el modelo luz-tejido que se iba a utilizar en este trabajo de grado fue un modelo exponencial (Fitzmaurice et al., 2016), tal como el utilizado por Galeano *et al* (J Galeano et al., 2014) en el análisis de tejido gástrico de colon.

En este modelo se asume que el tejido biológico puede ser modelado por un medio turbio semi-infinito homogéneo, compuesto de varias capas de las cuales para el tejido cutáneo corresponden a epidermis y dermis. En este modelo se asume que una parte de la luz incidente es absorbida y la parte no absorbida está sujeta a la dispersión múltiple y puede salir a la superficie como reflectancia difusa. La reflectancia difusa $R(\lambda)$ se define por la ecuación 2:

$$R(\lambda) = \frac{1}{1 + \frac{\mu_a(1)}{\mu_b(1)}} (1 - e^{-(\mu_a(1) + \mu_b(1))L}) + \frac{1}{1 + \frac{\mu_a(2)}{\mu_b(2)}} (e^{-(\mu_a(2) + \mu_b(2))L}) \quad (2)$$

Donde $\mu_a(i)$ y $\mu_b(i)$ son los coeficientes de absorción y dispersión de la capa i y L el espesor de la primera capa. El coeficiente de absorción depende de parámetros como melanina, y oxi-deoxi hemoglobina de los cuales se puede hacer una estimación del contenido de saturación de oxígeno por medio de la concentración de estos dos últimos componentes (Nugroho, Fadzil, Jolivot, & Marzani, 2011). El coeficiente de dispersión depende de los parámetros de colágeno en la piel.

Durante el proceso de implementación de los algoritmos descritos anteriormente, se analizó que el modelo escogido como propuesta durante el desarrollo de la metodología no presentaba los resultados esperados según los mapas paramétricos, que muestran la variación espacial de los componentes biológicos en la piel.

Debido a que los resultados no fueron los esperados basándonos en el modelo analítico de reflectancia espectral del colon propuesto en el trabajo de investigación efectuado por (J Galeano et al., 2014), con apoyo en la investigación desarrollada por L. Arias y Y. Hernández (Arias & Hernández, 2017), se modificó la implementación de la metodología para el modelo de interacción luz-tejido de una forma sencilla y precisa; la reflectancia difusa R de la piel puede ser modelada como una capa semi-infinita compuesta de elementos que producen tanto la absorción de la luz como la dispersión.

Conforme a (Zonios & Dimou, 2006), la reflectancia difusa se puede expresar como se describe por la ecuación 3.

$$R = \frac{1}{1 + \frac{\mu a}{\mu s}} \quad (3)$$

Dónde μa es el componente de absorción y μs es el componente de dispersión. Este último es definido utilizando la teoría de Mie (Mätzler, 2002), como una función del índice de refracción n , el diámetro la fracción volumétrica de las partículas de colágeno.

El componente de absorción será descrito por las ecuaciones 4 a la 7 como propone (Yudovsky & Pilon, 2010).

$$\mu a = \mu a_{epi} + \mu a_{der} \quad (4)$$

Donde μa_{epi} es el componente de absorción de la epidermis, y μa_{der} es el componente de absorción en la dermis. El componente de la epidermis se determina como:

$$\mu a_{epi} = \mu a_{mel}(\lambda) + (\lambda)(1 - f_{mel}) \quad (5)$$

Donde μa_{mel} es el espectro de absorción teórica de melanina, f_{mel} es el volumen de fracción de los melanosomas, y μa_{back} es la absorción de fondo tal como se presenta por ecuación 6:

$$\mu a_{back}(\lambda) = 7.84 \times 10^8 \lambda^{-3.225} \quad (6)$$

En el caso de la dermis, su componente de absorción se determina de la siguiente manera:

$$\mu_{ader} = \mu_{ablood}(\lambda)f_{blood} + \mu_{aback}(\lambda)(1 - f_{blood}) \quad (7)$$

Donde f_{blood} son las fracciones volumétricas de la sangre, y μ_{ablood} es la absorción de sangre debido a la oxi-hemoglobina y deoxi-hemoglobina. Este modelo puede utilizarse junto con un enfoque de optimización (como Algoritmos Genéticos) para cuantificar el valor de concentración de cada componente.

Dado el nuevo modelo utilizado, existe una variación de los componentes biológicos seleccionados para su análisis y se implementa un nuevo componente al modelo implementado que es la saturación de oxígeno.

En la siguiente tabla se indican cada uno de los componentes biológicos a analizar teniendo en cuenta sus rangos teóricos y en las imágenes se logra observar el comportamiento de los de los mapas paramétricos de cada uno los componentes, de acuerdo a su límite inferior y superior.

Tabla 4. Rango de nuevos componentes biológicos

COMPONENTE	LÍMITE INFERIOR (mm)	LÍMITE SUPERIOR(mm)
f_{blood}	0.002	0.07
f_{mel}	0.01	0.1
SO_2	0.01	0.04
f_v	0.04	0.2
$día$	0.1	0.74

Una vez implementado el algoritmo genético, se procedió a realizar el procesamiento de las imágenes multiespectrales obtenidas de todos los participantes, sin tener resultados alentadores, por cuanto evidenciamos que de las longitudes de onda combinadas de la fuente de iluminación construida, no es posible extraer información sino tan solo de las longitudes de onda definidas como es el caso de las R, G y B, razón

por la cual se obtienen mapas de concentración de oxígeno con mucho ruido sobre los cuales no se puede efectuar un análisis, tal como se indica en la figura 16.

Esto se pudo verificar al aplicar el algoritmo en el procesamiento de imágenes hiperespectrales de úlceras cutáneas obtenidas mediante otro sistema de adquisición multiespectral como se indica en (July Galeano, Tapia, Pérez, & Fern, 2017), en el cual se empleó una fuente de iluminación halógena y un conjunto de filtros con longitudes de onda definidas, con las cuales al procesar se obtuvo los mapas de concentración de oxígeno coherentes de cada muestra.

Dado que, al aplicar algoritmos genéticos no se obtuvo los resultados adecuados durante el procesamiento de las imágenes multiespectrales adquiridas con el sistema de iluminación led, se procedió a analizar individualmente los espectros obtenidos. Para ello, se dibujaron los espectros de las imágenes adquiridas con alta y baja SpO2 de cada participante, se calculó una razón logarítmica entre diferentes longitudes de onda por medio de la ecuación 8, aplicada por (Saito, Saito, & Yamaguchi, 2016), en donde S_i es la señal de reflectancia e i representa cada longitud de onda. Se obtiene una gráfica tridimensional con coordenadas en x, y, z, que permiten generar una nube de puntos de los datos procesados por cada participante, tanto de las imágenes adquiridas con el dedo con SpO2 alta así como baja, lográndose diferenciar claramente los dos grupos.

$$x = \log \frac{S_G}{S_B}, \quad y = \log \frac{S_B}{S_G}, \quad z = \log \frac{S_R}{S_G}, \quad (8)$$

Finalmente, se realizó un análisis basado en un algoritmo Fuzzy C-Means el cual, es un algoritmo iterativo que hace parte de las técnicas de agrupamiento no supervisado y tiene como objetivo encontrar patrones o grupos interesantes en un conjunto de datos dado, de tal manera que tales patrones, estructuras o grupos encontrados sirvan para clasificación, diseño de estrategias, soporte de decisiones, organización de la información, entre otras (Rojas, Jerónimo; Julio & Laverde, 2009).

De esta forma se calculó el centroide de cada uno de los grupos de las nubes de puntos, obtenido por medio del procesamiento de las imágenes multiespectrales adquiridas con SpO2 alta a cada participante. La finalidad de esto fue, analizar si existe alguna relación entre el centroide del grupo de puntos son SpO2 alta y el la SpO2 obtenida a cada participante por medio del pulsioxímetro comercial, tratando de encontrar si se evidencia alguna tendencia entre los datos de los grupos analizados. Dicho análisis

únicamente se efectuó en el grupo de SpO2 alto, debido que en ellos se pudo tomar la medida de SpO2, mientras que en el de SpO2 baja, no fue posible así como se indica en el estado del arte, por cuanto al existir una baja perfusión la señal fisiológica llegar a niveles tan bajos que el ruido básico electrónico del dispositivo la supera.

2.3. ETAPA III: Evaluar la correlación entre los mapas de concentración de oxígeno y las mediciones de un pulsioxímetro comercial.

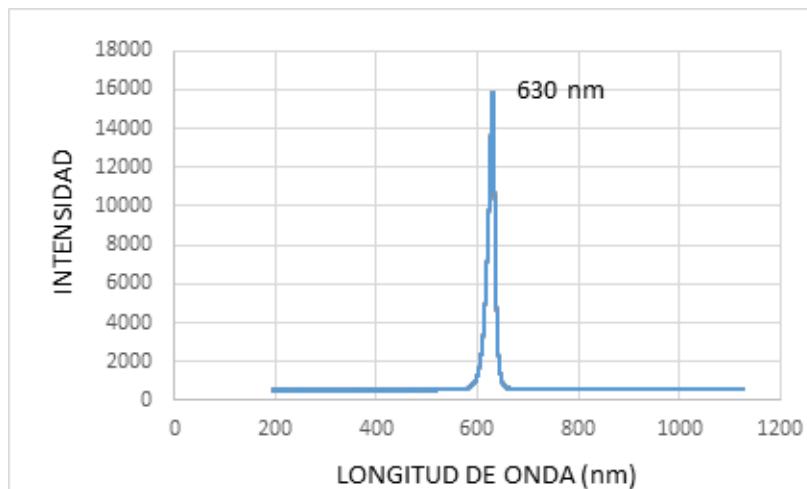
Como se explica en la etapa anterior, al no poder obtener los mapas de concentración de oxígeno esperados con el procesamiento de las imágenes adquiridas, se limitó la posibilidad de lograr un dato cuantitativo de SpO2 y así efectuar la correlación con el valor de SpO2 conseguido por medio del pulsioxímetro comercial como se había planteado inicialmente dentro de la metodología. Es por ello que, para probar el desempeño del sistema, se emplearon las coordenadas del eje x de los espectros de reflectancia de cada paciente en las longitudes de onda RGB que en el sistema son las únicas puras y se realizó un análisis estadístico de varianza (ANOVA) multifactorial. De esta manera al comparar los valores de las muestras con SpO2 alta y baja, se pudo determinar que existen diferencias estadísticamente significativas entre ellos, lo cual representa para nuestro trabajo un buen desempeño del sistema construido.

Capítulo 3

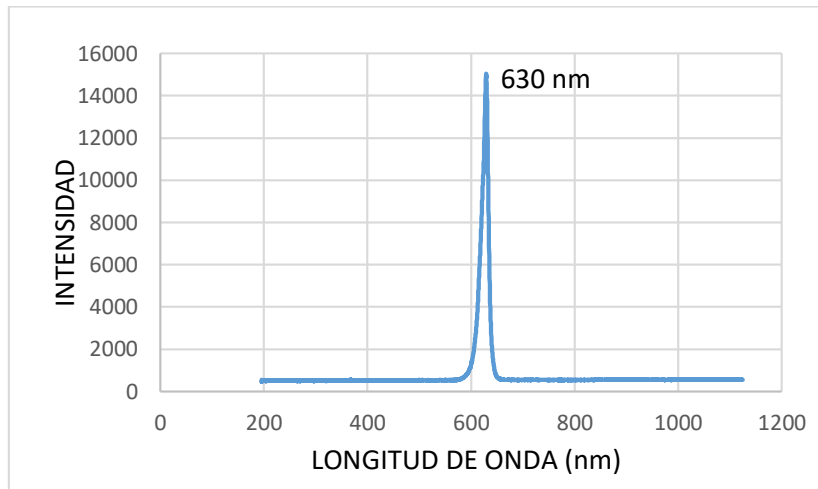
RESULTADOS

3.1. Caracterización de ledes

En las figuras 7, 8 y 9 se presentan los espectros obtenidos en la caracterización espectral de los ledes para el sistema de iluminación empleado en el proyecto. Al analizar cada uno de ellos se decidió emplear los Neo Pixel, debido a que cubre el espectro visible, además tienen una intensidad luminosa superior a la de los RGB de 5 mm y su FMWH es de 20 nm. Además es importante mencionar que el experimente se realizó por repetidas ocasiones variando el tiempo de integración hasta encontrar el correcto que permitía visualizar el espectro adecuadamente, éste tiempo de integración fue de 100 ms, ya que inicialmente si no lo corregíamos, el espectro se saturaba totalmente.

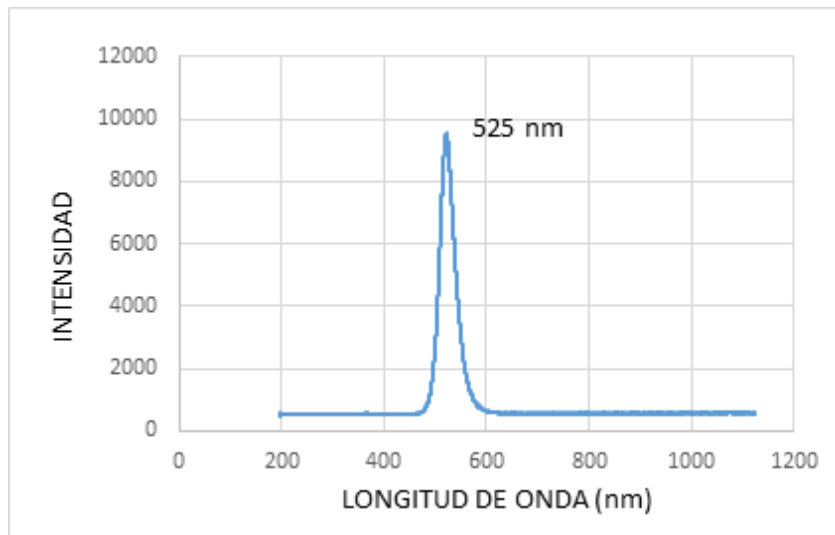


a) Led neo pixel

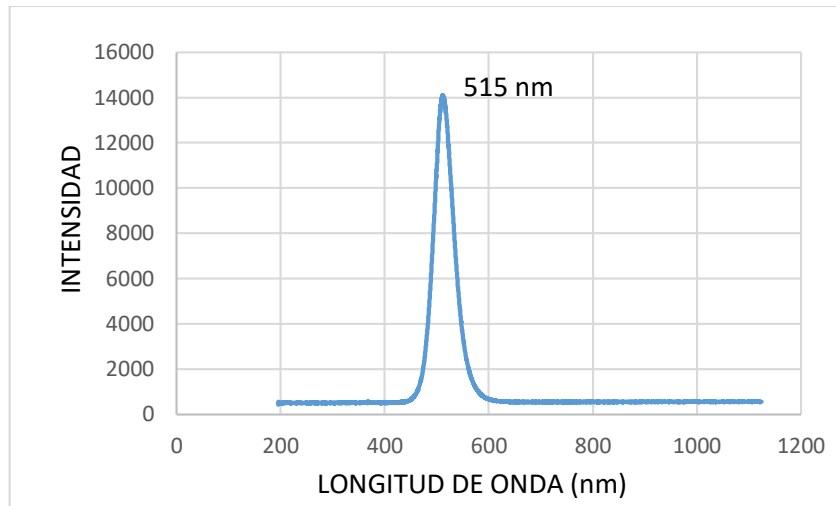


b) Led RGB 5 mm

Figura 7. Caracterización espectral longitud de onda color rojo (R)

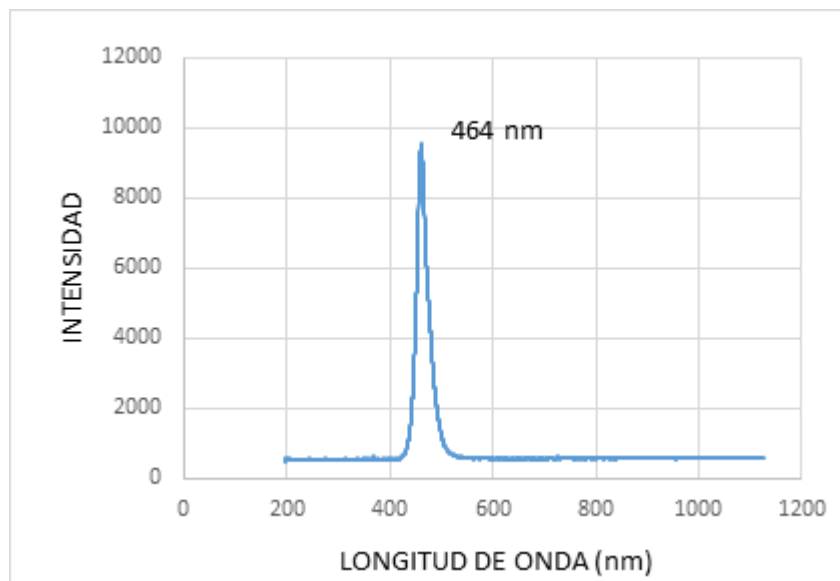


a) Led neo pixel

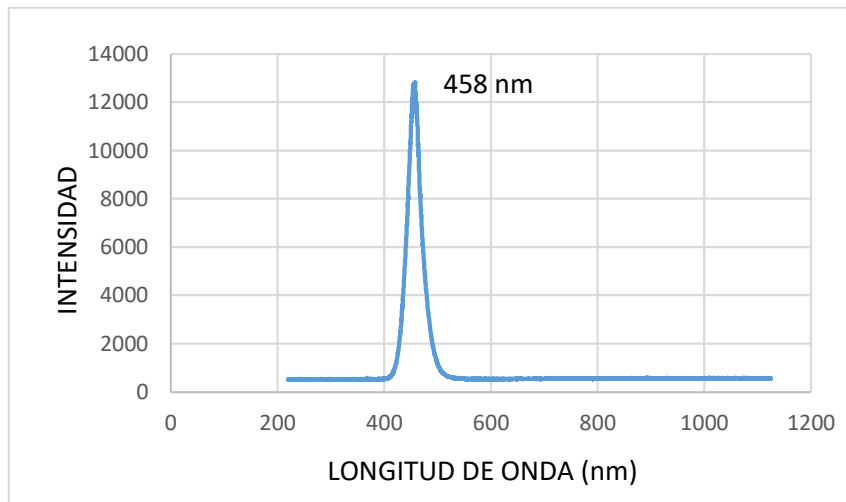


b) Led RGB 5mm

Figura 8. Caracterización espectral longitud de onda color verde (G)



a) Ledes neo pixel



b) Led RGB 5 mm

Figura 9. Caracterización espectral longitud de onda color azul (B)

3.2. Caracterización espectral del sistema de iluminación.

En la figura 10, se indica el montaje diseñado para efectuar la caracterización espectral de la fuente de iluminación y en la figura 11, se muestran los espectros caracterizados del sistema de iluminación construido en base al anillo ledes Neo Pixel, el cual permite obtener tres longitudes de onda puras más 6 combinaciones adicionales, las cuales son controladas con un Arduino Uno, a través del código implementado.

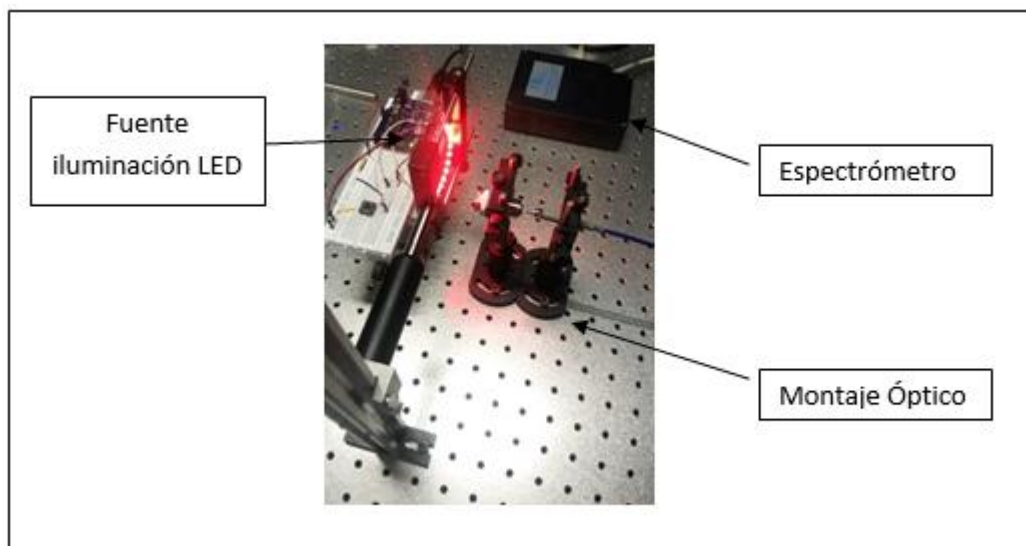
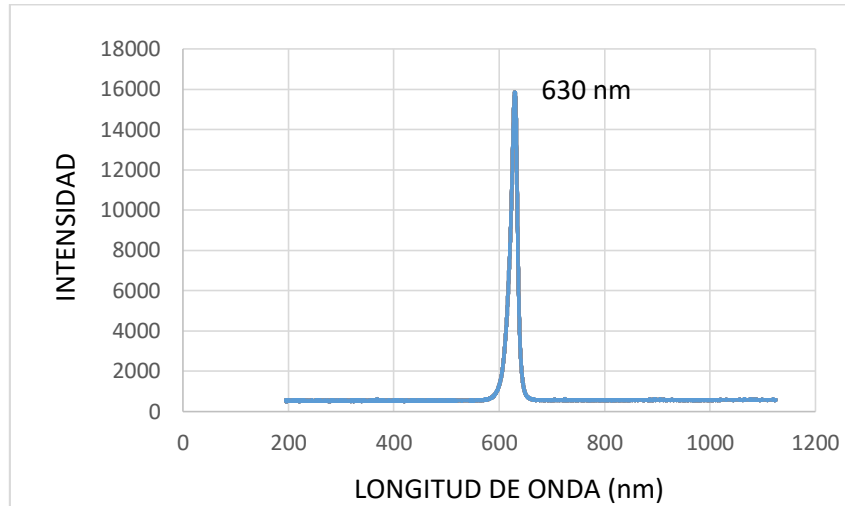
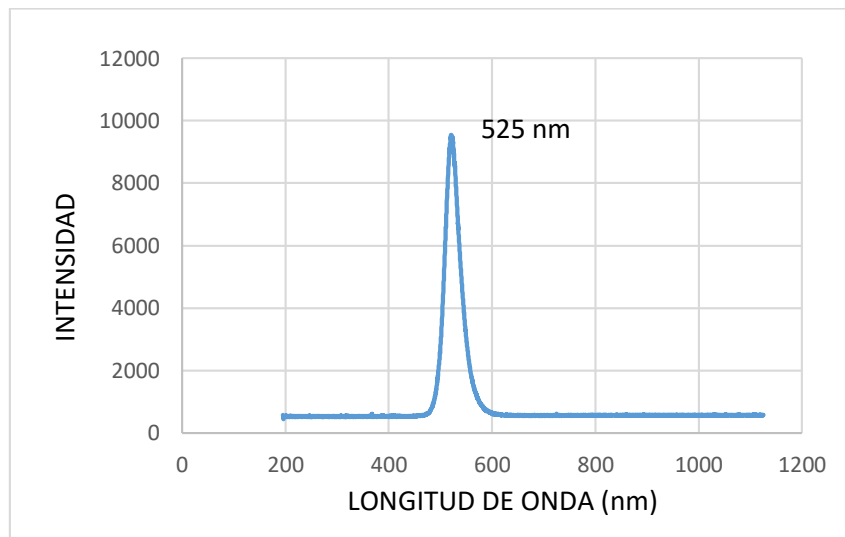


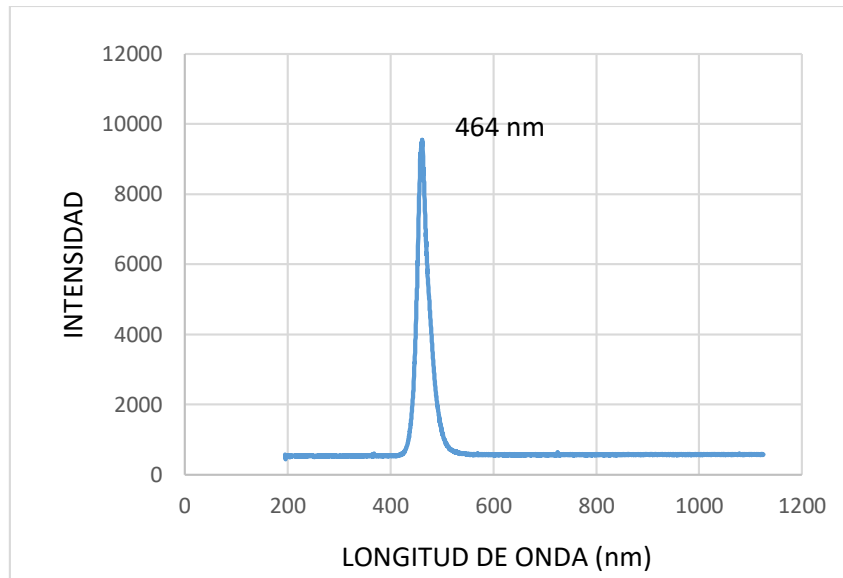
Figura 10. Montaje para caracterización de fuente de iluminación de ledes.



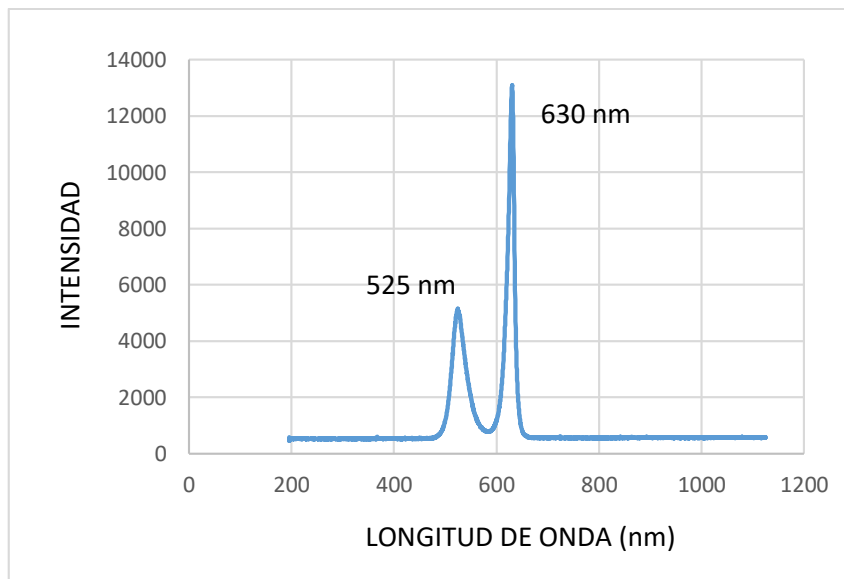
a) Longitud de onda 1



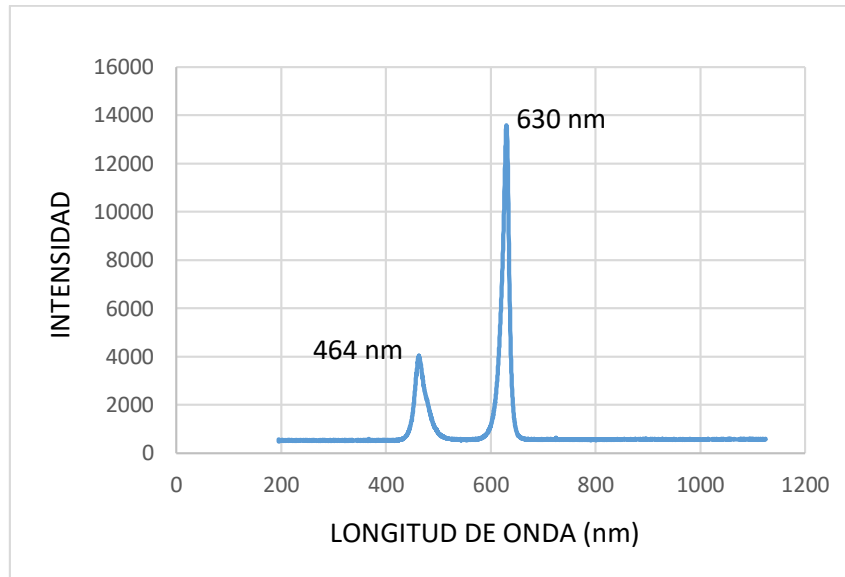
b) Longitud de onda 2



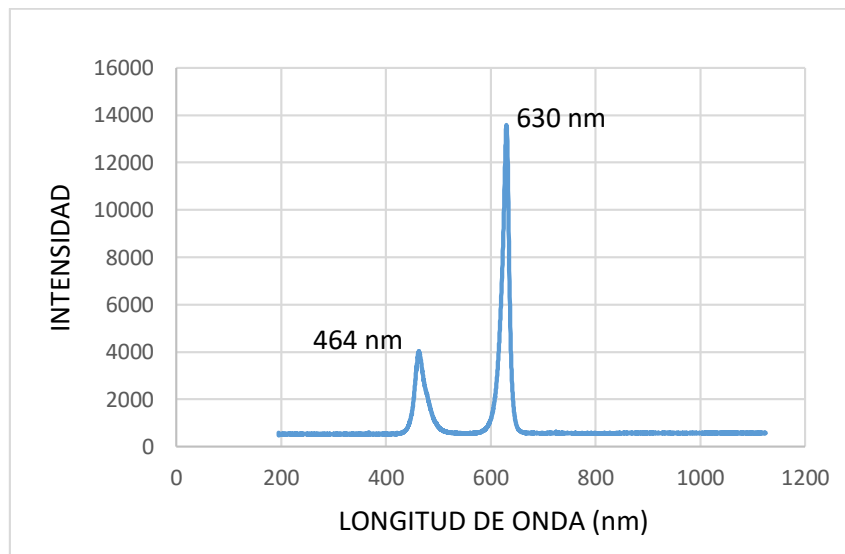
c) Longitud de onda 3



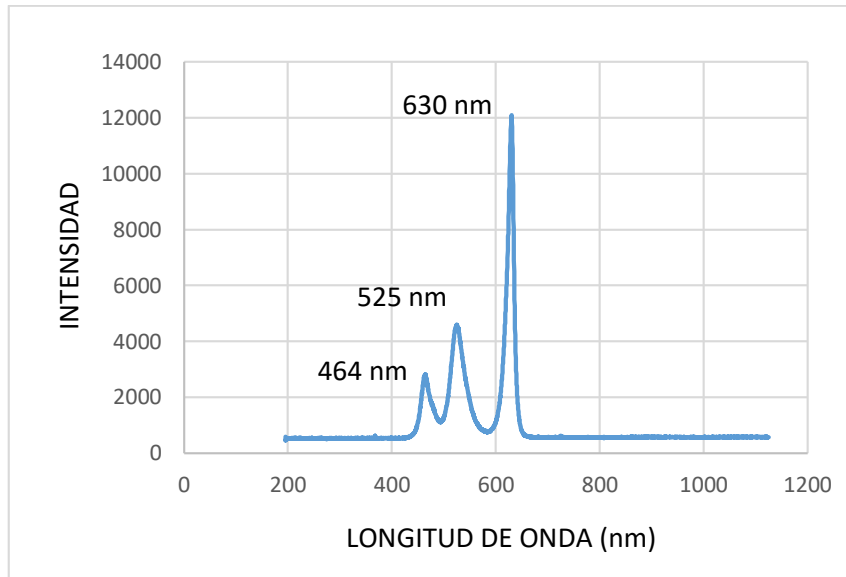
d) Combinación de longitudes de onda 1



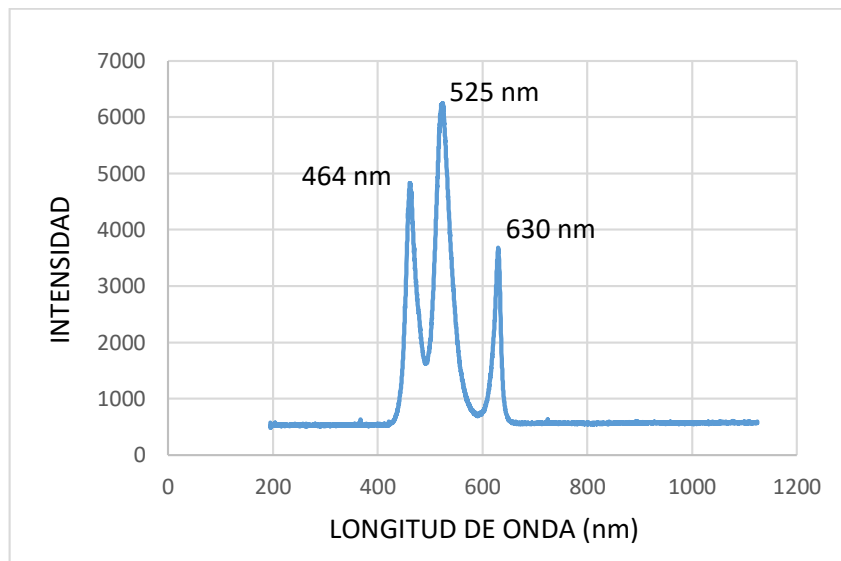
e) Combinación de longitudes de onda 2



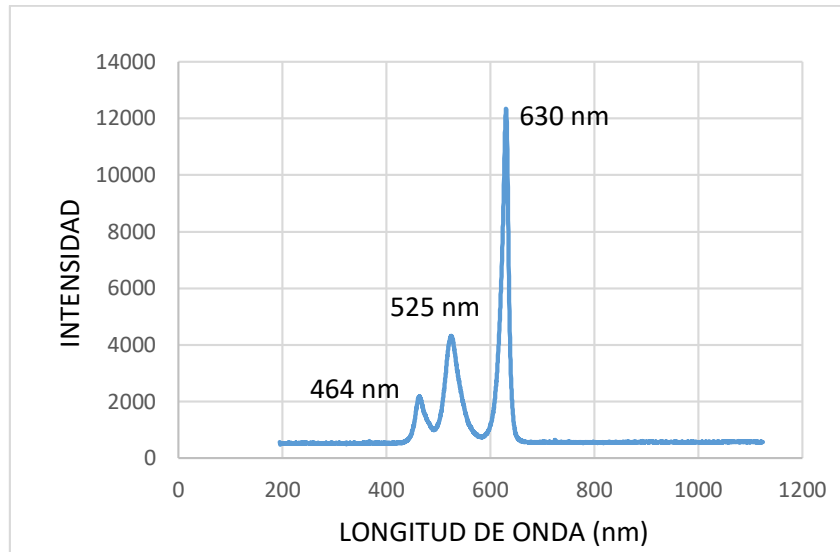
f) Combinación de longitudes de onda 3



g) Combinación de longitudes de onda 4



h) Combinación de longitudes de onda 5



i) Combinación de longitudes de onda 6

Figura 11. Caracterización espectral del sistema de iluminación de ledes.

3.3. Implementación de un sistema de visión multispectral con normalización de niveles de intensidad a reflectancia

3.3.1. Determinación de la disposición del sistema de visión

En la figura 12, se observa el montaje del sistema de visión multispectral construido en la presente investigación, en el cual se encuentran incluidos la cámara, el lente y la fuente de iluminación diseñada. Los elementos antes descritos se encuentran ubicados en un andamiaje óptico que facilitó realizar los ajustes necesarios de los parámetros respectivos obtenidos en base a la experimentación previa efectuada.

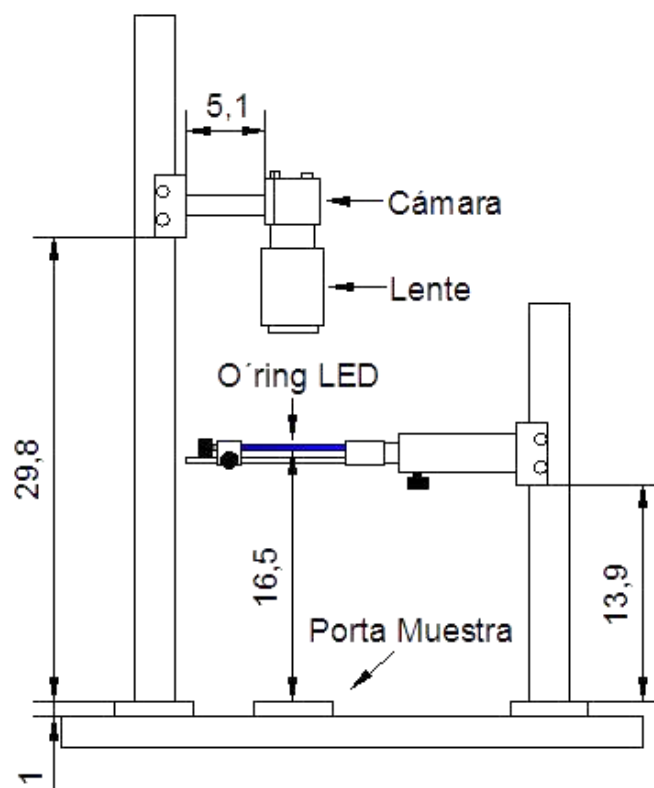


Figura 12. Sistema de visión multispectral

3.3.2. Normalización de niveles de intensidad a reflectancia

Los datos de la tabla 5, fueron obtenidos de los parámetros de ajuste del software propio de la cámara en base al patrón de blancos utilizado, el cual permite obtener una reflectancia del 99% con longitudes de onda que se encuentren dentro de los espectros UV – VIS – NIR, garantizando una nitidez correcta y evitando una saturación durante la adquisición de las imágenes.

Tabla 5. Parámetros de calibración del sistema de visión multispectral

N° de prueba	Tiempo de exposición (ms)	Tiempo de pixel	FPS
1	5.14	10	4
2	7.34	10	4
3	4.74	10	4
4	4.54	10	4
5	4.34	10	4
6	4.34	10	4
7	4.28	10	4
8	4.48	10	4
9	4.38	10	4



Figura 13. Imagen adquirida de calibración de blancos



Figura 14. Imagen adquirida de calibración de negros

3.4. Adquisición de imágenes multiespectrales

En las figuras 15 y 16, se muestra un ejemplo de las imágenes adquiridas de un participante por medio del sistema de visión multiespectral construido, tanto con alta saturación (dedo en sin ocluir) así como con baja saturación (dedo ocluido) respectivamente.

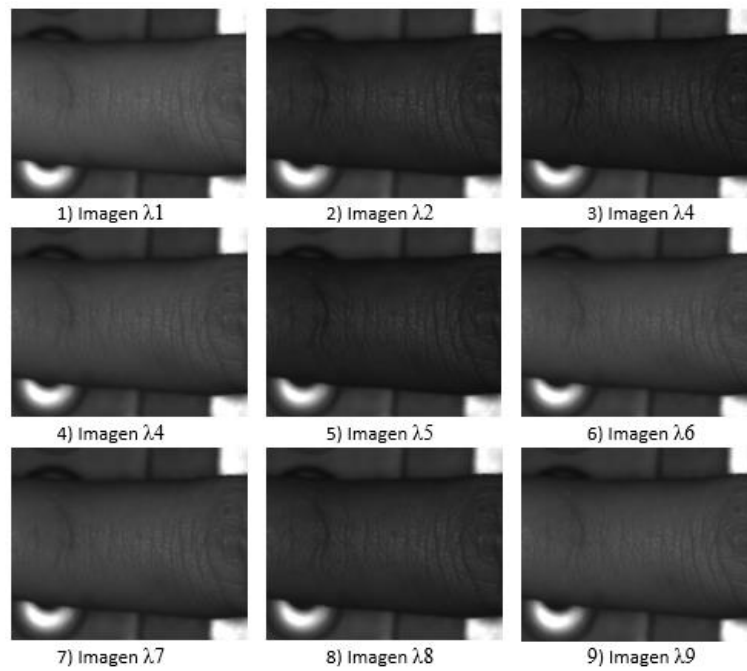


Figura 15. Imágenes multispectrales de participante N°17 con SpO2 Alta

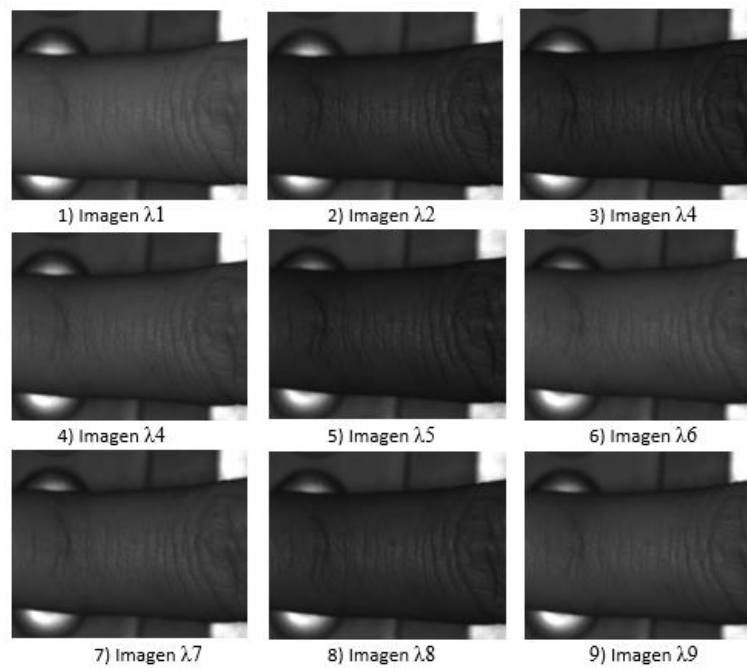
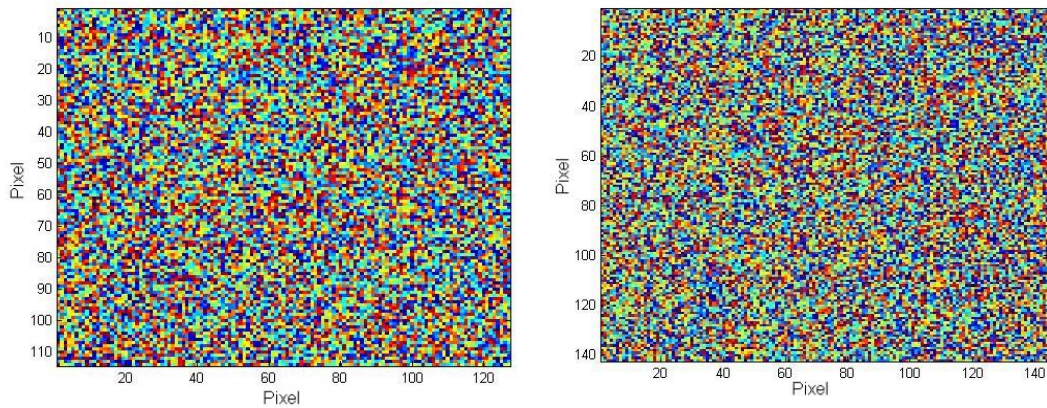


Figura 16. Imágenes multispectrales de participante N°17 con SpO2 baja

3.5. Mapas de concentración de oxígeno

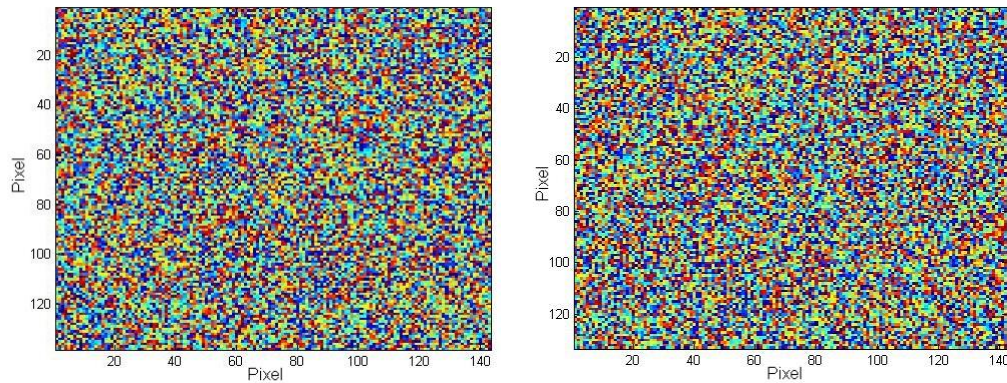
En la figura 17, se muestra los mapas de concentración de oxígeno de las imágenes multiespectrales adquiridas de tres participantes con el dedo sin ocluir así como ocluido, considerando uno de cada grupo según los distintos biotipos de piel. Los mapas fueron obtenidos por medio de la aplicación de algoritmos genéticos y el modelo de interacción luz tejido que inicialmente se pretendió utilizar para efectuar el procesamiento de las imágenes, pero por la poca información obtenida de las longitudes de onda combinadas del sistema de iluminación, no se pudo generar los adecuados.



SpO2 alta

SpO2 baja

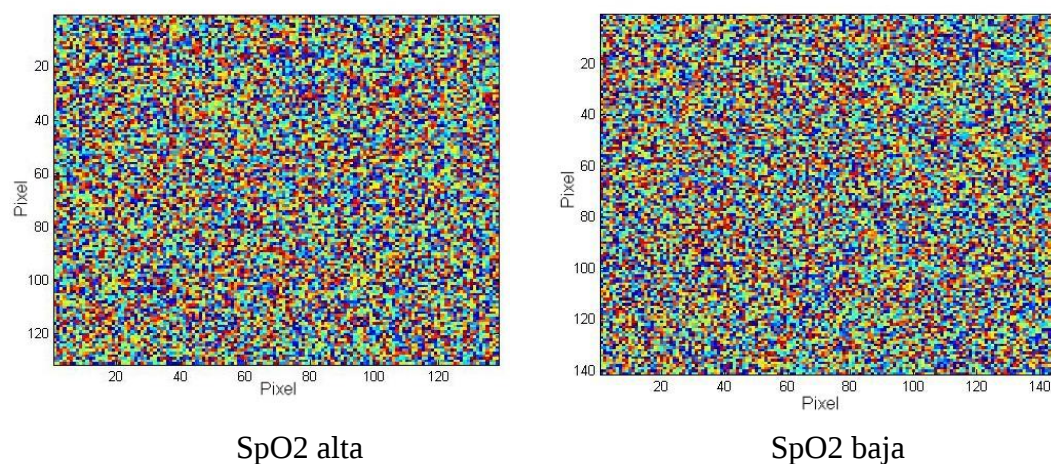
Participante N°1



SpO2 alta

SpO2 baja

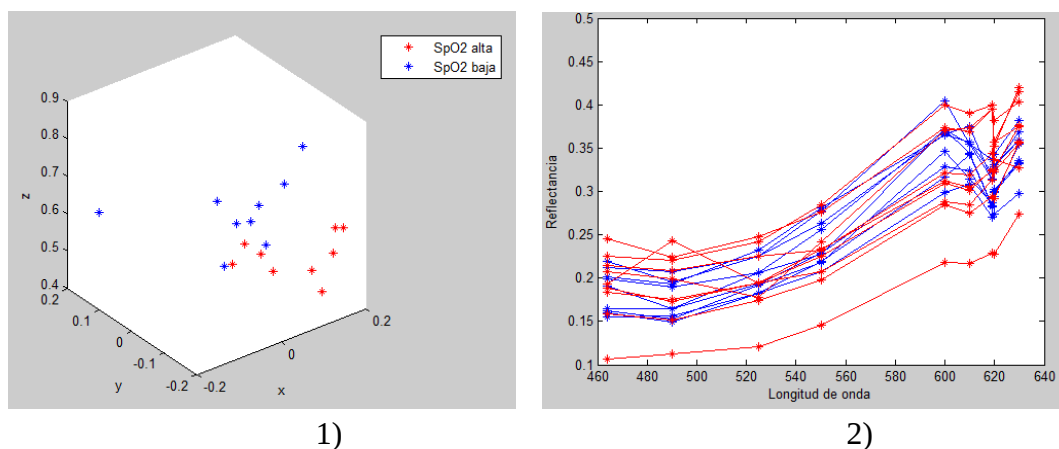
Participante N°15



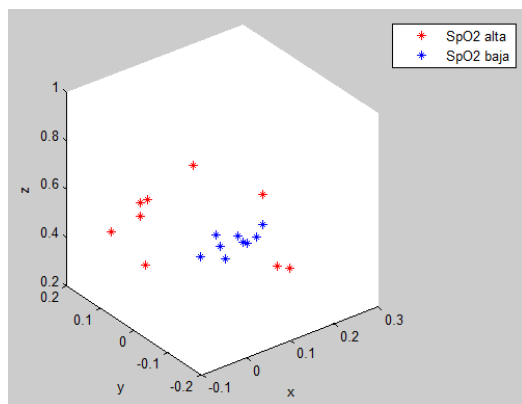
SpO2 alta SpO2 baja
Participante N°27
Figura 17. Mapas de concentración de oxígeno

3.6. Espectros de reflectancia

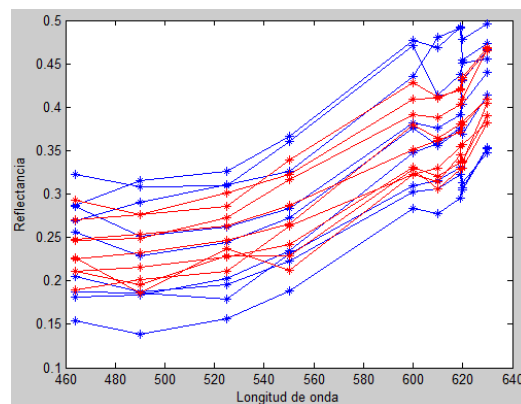
En las figuras 18, 19 y 20, se observa los espectros de reflectancia obtenidos de varios participantes por cada grupo y biotipo de piel, por medio del procesamiento en basa a la aplicación de la ecuación de cálculo de reflectancia estudiada en la descripción de los sistemas. En la parte uno de la gráfica se observa la comparación entre los espectros obtenidos del procesamiento de las imágenes multiespectrales del dedo con oxigenación alta y baja, mientras que la parte dos se encuentran los 10 espectros obtenidos por cada uno de ellos en las diferentes longitudes del sistema de iluminación construido.



1) 2)
Participante N°5

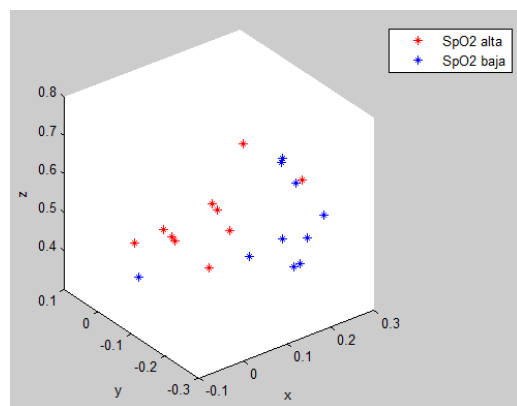


1)

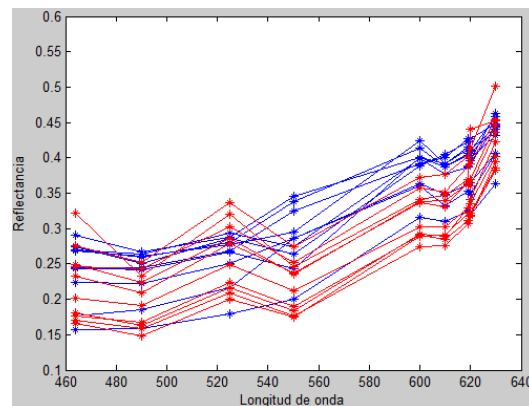


2)

Participante N°9



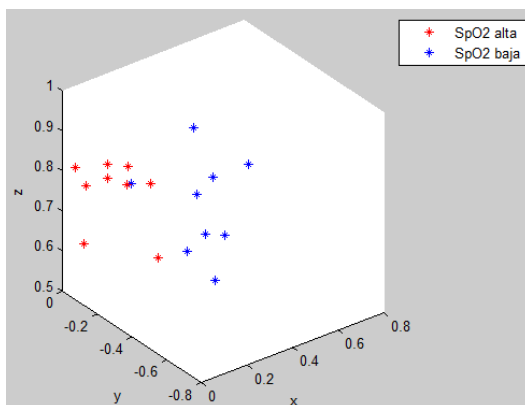
1)



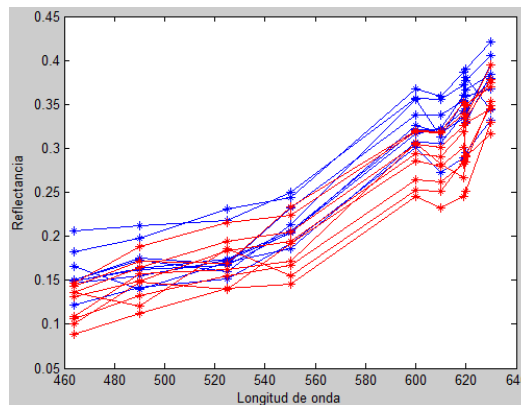
2)

Participante N°10

Figura 18. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel I y II

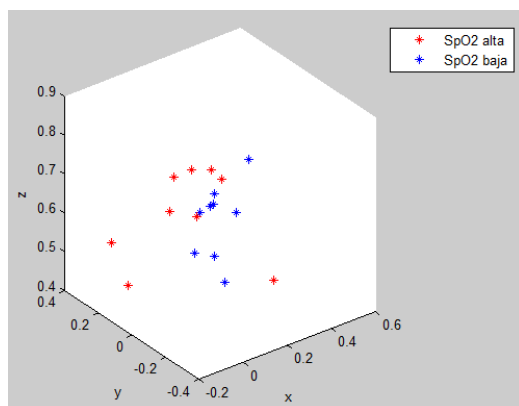


1)

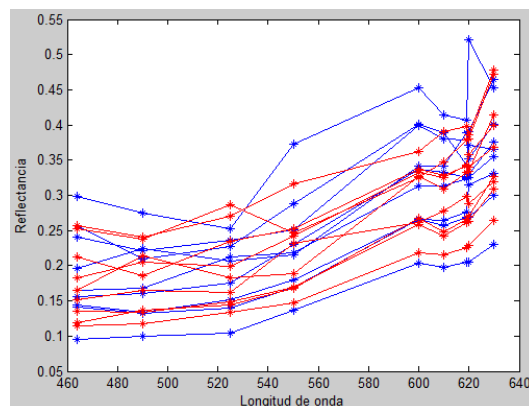


2)

Participante N°11

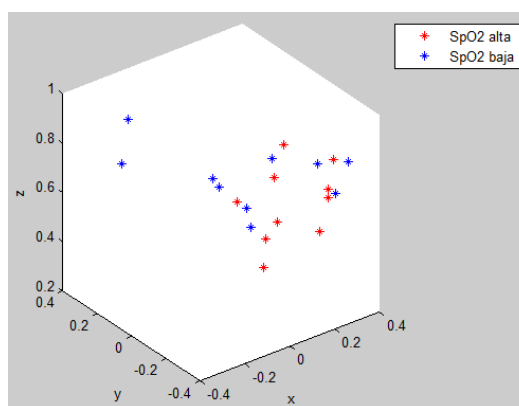


1)

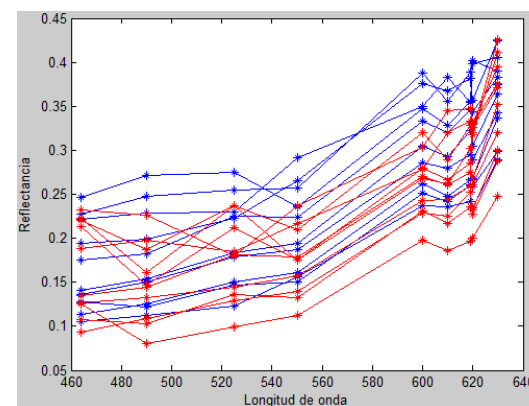


2)

Participante N°14



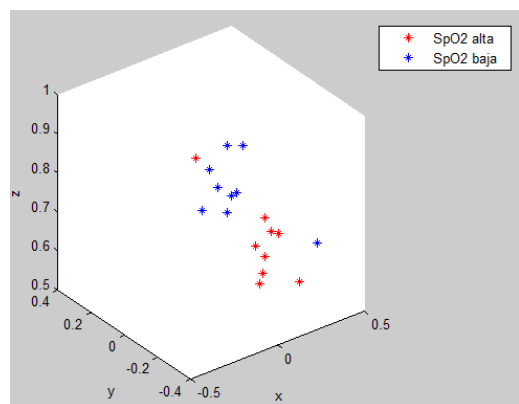
1)



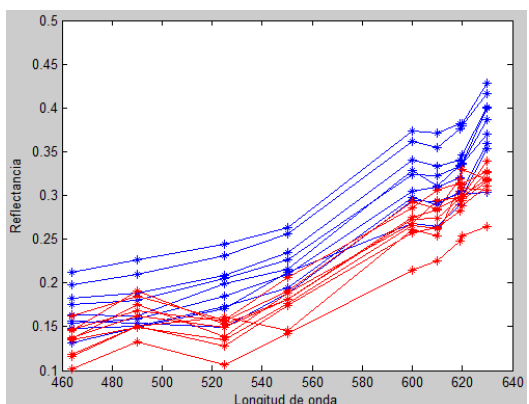
2)

Participante N°20

Figura 19. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel III y IV

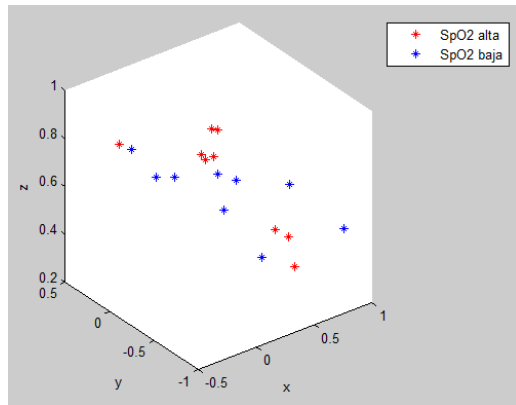


1)

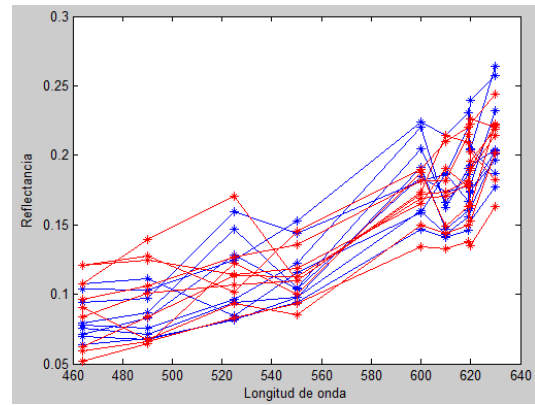


2)

Participante N°23

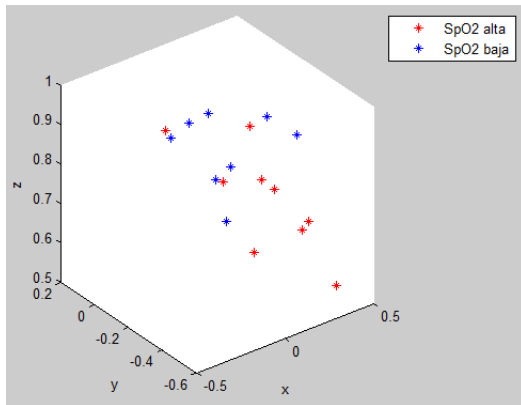


1)

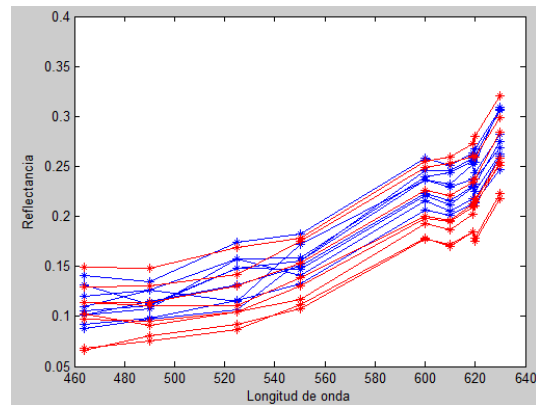


2)

Participante N°26



1)



2)

Participante N°27

Figura 20. Espectros de reflectancia de participantes de biotipo de piel V y VI

3.7. Análisis estadístico de datos

Para realizar la ejecución del presente análisis, se trabajó con los datos experimentales obtenidos de las tres longitudes de onda puras que proporciona el sistema de iluminación, por cuanto de las 6 combinaciones restantes no se obtuvo información posterior a su procesamiento. Para ello se consideró las coordenadas de cada uno de los puntos de los espectros representados en la gráfica tridimensional de cada participante, siendo tomada como variable dependiente la reflectancia y como factores la longitud de onda y el nivel de SpO₂. Además es importante poner en consideración

que al correr el experimento, no se evidenció que existen interacciones entre los factores.

En la figura 21, se muestra el gráfico de dispersión generado en base al análisis estadístico de ANOVA aplicado a los datos obtenidos, del procesamiento de las imágenes adquiridas del dedo con oxigenación alta y baja de los 30 participantes del presente estudio.

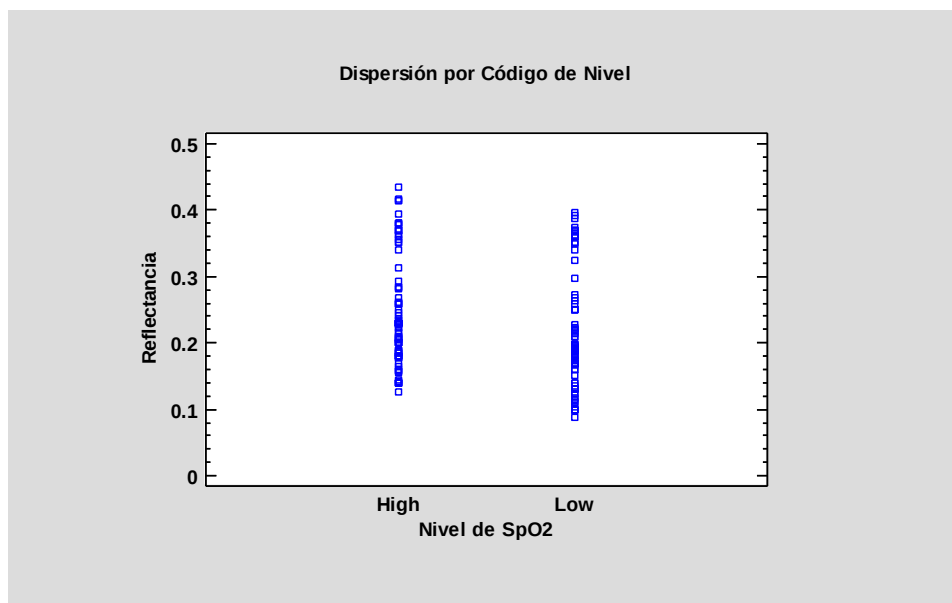


Figura 21. Gráfico de Dispersión de datos experimentales obtenidos

La tabla 6 de ANOVA descompone la variabilidad de reflectancia en contribuciones debidas a varios factores. Puesto que se ha escogido la suma de cuadrados Tipo III (por omisión), la contribución de cada factor se mide eliminando los efectos de los demás factores. Los valores-P prueban la significancia estadística de cada uno de los factores. Puesto que 2 valores-P son menores que 0.05, estos factores tienen un efecto estadísticamente significativo sobre reflectancia con un 95.0% de nivel de confianza.

Tabla 6. Análisis de Varianza para Reflectancia

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razón -F</i>	<i>Valor-P</i>
EFFECTOS PRINCIPALES					
A:Nivel de SpO2	0.0246636	1	0.0246636	10.99	0.0011
B:Longitud de Onda	0.878386	2	0.439193	195.74	0.0000
RESIDUOS	0.394893	176	0.00224371		
TOTAL (CORREGIDO)	1.29794	179			

En la figura 22, se observa el gráfico ANOVA para las reflectancias, en donde se encuentran incluidos los datos de los participante del estudio en las bandas RGB, que fueron las tres longitudes de onda puras proporcionada por la fuente de iluminación del prototipo.

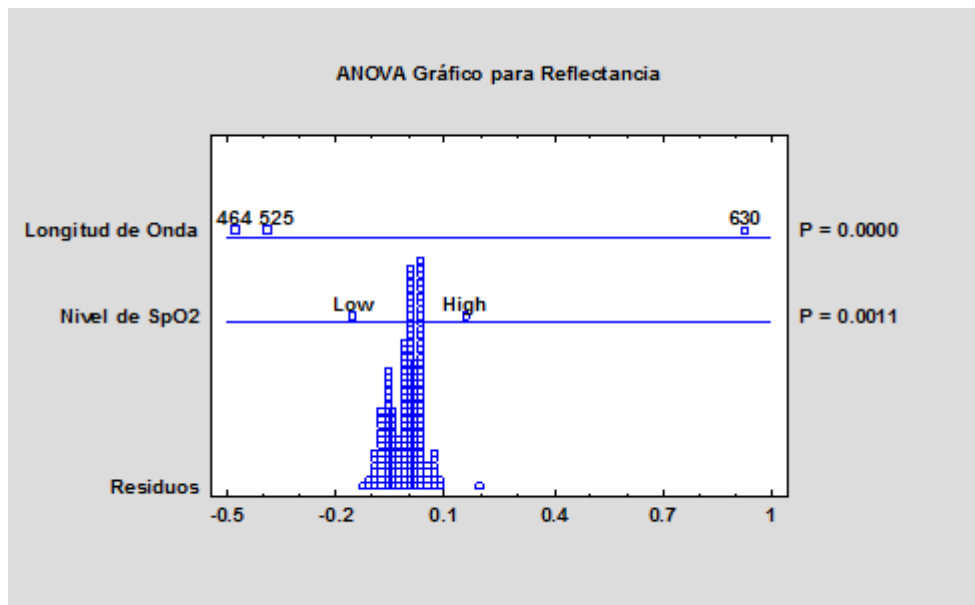


Figura 22. Gráfico de ANOVA Multifactorial de datos experimentales obtenidos

La tabla 7, muestra la media de reflectancia para cada uno de los niveles de los factores, además de los errores estándar de cada media, los cuales son una medida de la variabilidad en su muestreo. Las dos columnas de la extrema derecha muestran intervalos de confianza del 95.0% para cada una de las medias.

Tabla 7. Medias por Mínimos Cuadrados para Reflectancia RGB con intervalos de confianza del 95.0%

			<i>Error</i>	<i>Límite</i>	<i>Límite</i>
<i>Nivel</i>	<i>Casos</i>	<i>Media</i>	<i>Est.</i>	<i>Inferior</i>	<i>Superior</i>
MEDIA GLOBAL	180	0.231783			
Nivel de SpO2					
High	90	0.243489	0.00499301	0.233635	0.253343
Low	90	0.220078	0.00499301	0.210224	0.229932
Longitud de onda					
464	60	0.179917	0.00611516	0.167848	0.191985
525	60	0.1849	0.00611516	0.172831	0.196969
630	60	0.330533	0.00611516	0.318465	0.342602

En la figura 23, se observa el gráfico de medias obtenido como parte del análisis estadístico realizado, en donde se evidencia que los dos grupos de nivel de SpO2 no se traslapan.

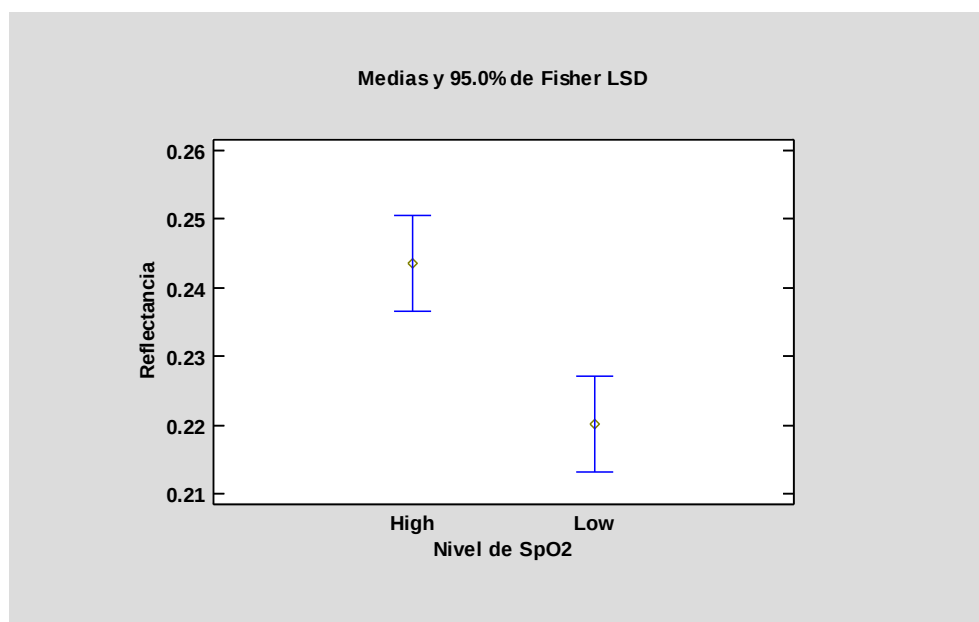


Figura 23. Gráfico de Medias de datos experimentales obtenidos

En tabla 8, se aplica un procedimiento de comparación múltiple para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras. La mitad inferior de la salida muestra las diferencias estimadas entre cada par de medias. Se ha colocado un asterisco junto a 1 par, indicando que este par muestra diferencias estadísticamente significativas con un nivel del 95.0% de confianza. En la parte superior de la página, se han identificado 2 grupos homogéneos según la alineación de las X's en columnas. No existen

diferencias estadísticamente significativas entre aquellos niveles que compartan una misma columna de X's. El método empleado actualmente para discriminar entre las medias es el procedimiento de diferencia mínima significativa (LSD) de Fisher. Con este método hay un riesgo del 5.0% al decir que cada par de medias es significativamente diferente, cuando la diferencia real es igual a 0.

Tabla 8. Pruebas de Múltiple Rangos para Reflectancia por Nivel de SpO2

Método: 95.0 porcentaje LSD

<i>Nivel de SpO2</i>	<i>Casos</i>	<i>Media LS</i>	<i>Sigma LS</i>	<i>Grupos Homogéneos</i>
Low	90	0.220078	0.00499301	X
High	90	0.243489	0.00499301	X

<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>
High - Low	*	0.0234111	0.0139355

3.8. Centroides obtenidos de SpO2 alta

En las siguientes figuras se presentan los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo Fuzzy C-Mens, cuya finalidad fue evidenciar si existe alguna tendencia entre los grupos analizados. Se trabajó con los datos de los pacientes con SpO2 alta, por cuanto, únicamente ahí fue posible obtener el valor de SpO2 por medio del pulsioxímetro.

En la figura 24, se observa un ejemplo de la obtención de centroides aplicando el algoritmo Fuzzy C-Mens a los datos de un participante, por cuanto el procedimiento se repite para cada uno de ellos en los diferentes grupos.

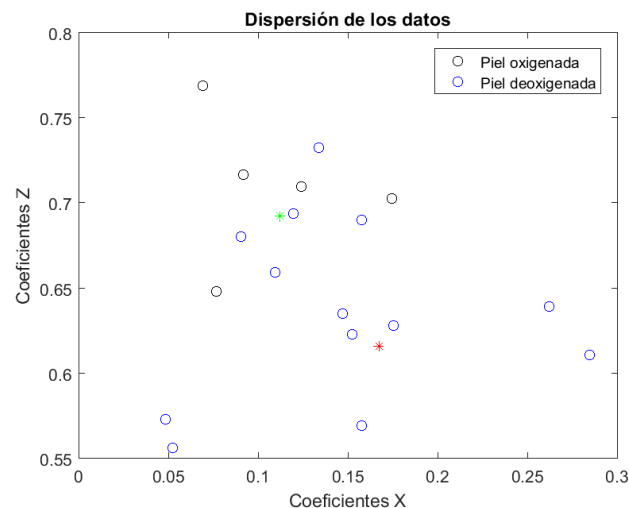
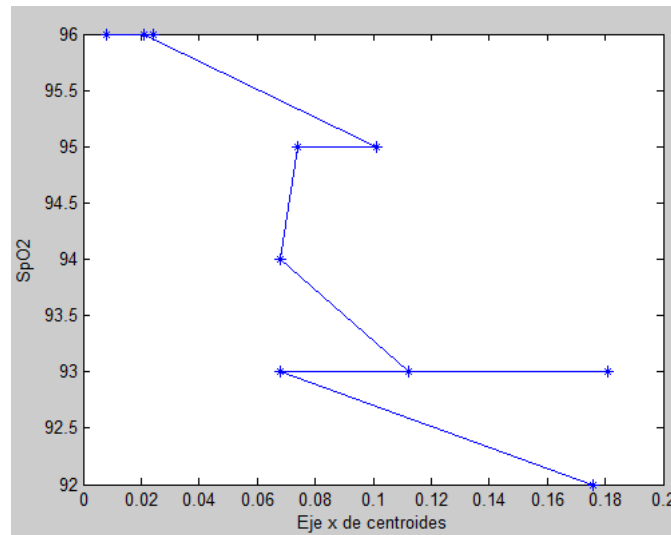
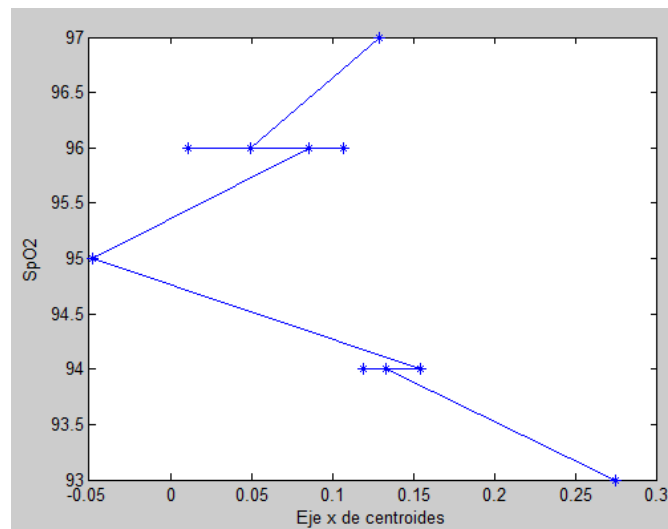


Figura 24. Ejemplo de centroides obtenidos aplicando algoritmo Fuzzy C-Mens a datos del participante N° 1 con SpO2 alta

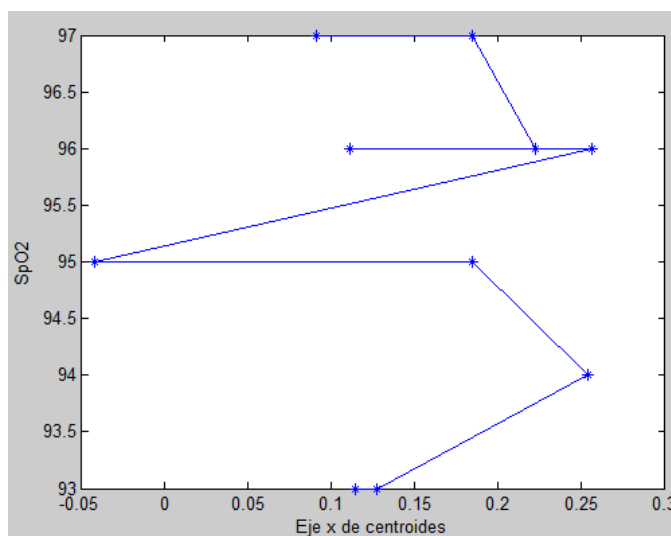
Finalmente, en la figura 25 se presenta una comparación que se realizó con la aplicación del algoritmo Fuzzy C-Mens, entre los centroides en el eje x de los participantes de los grupos I – II, III – IV y V – VI. Se puede apreciar que existe una tendencia entre los centroides del primero y segundo grupo I – II y III – VI respectivamente, con los valores obtenidos por el pulsioxímetro comercial, los cuales se encuentran en rangos altos y van del 93% al 97% de SpO2.



1. Participantes tipo I – II de piel



2. Participantes tipo III – IV de piel



3. Participantes tipo V – VI de piel

Figura 25. Comparación del eje x de los centroides de los participantes de los tres diferentes grupos.

3.9. Adquisición de reflectancia directa del dedo

En la figura 26, se muestra el montaje que fue implementado para efectuar la toma de reflectancia directa del dedo de cada participante para obtener la firma espectral característica según su biotipo de piel. Al iniciar la investigación, se creyó importante obtener las firmas espectrales de los participantes de nuestro estudio como parte de la clasificación, para ello se diseñó el montaje antes mencionado, pero al avanzar con el desarrollo del proyecto, se efectuó la clasificación de forma cuantitativa; a pesar de ello, se continuó con la adquisición de los espectros de reflectancia a todos los participantes, consiguiendo proporcionar una librería de firmas espectrales, que puede ser empleada en nuevos proyectos que se desarrollen entorno a patologías cutáneas y que tengan relación con la variación de melanina en la piel.

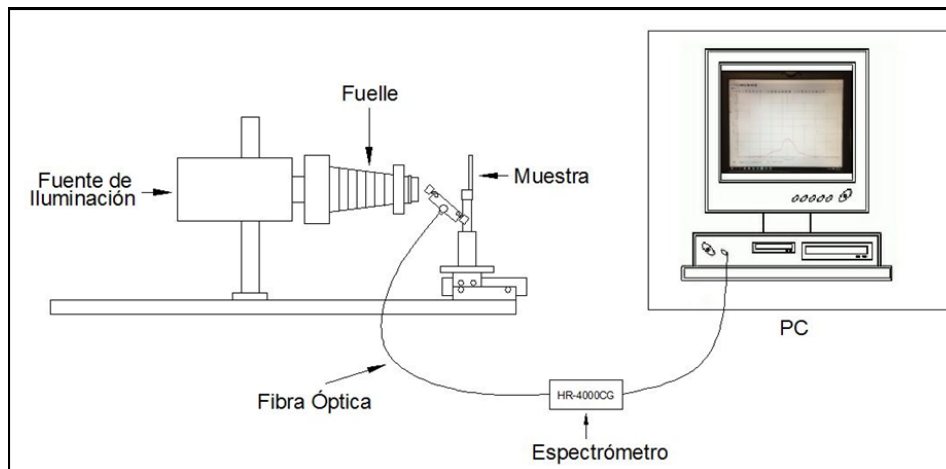


Figura 26. Montaje para adquisición de reflectancia directa del dedo

En la figura 27, se indica un mosaico que incluye las imágenes tomadas durante la ejecución de un procedimiento de adquisición de reflectancia directa del dedo de un participante en el cual incluye, parte del montaje, la muestra durante la adquisición y la firma espectral obtenida por medio del espectrómetro.

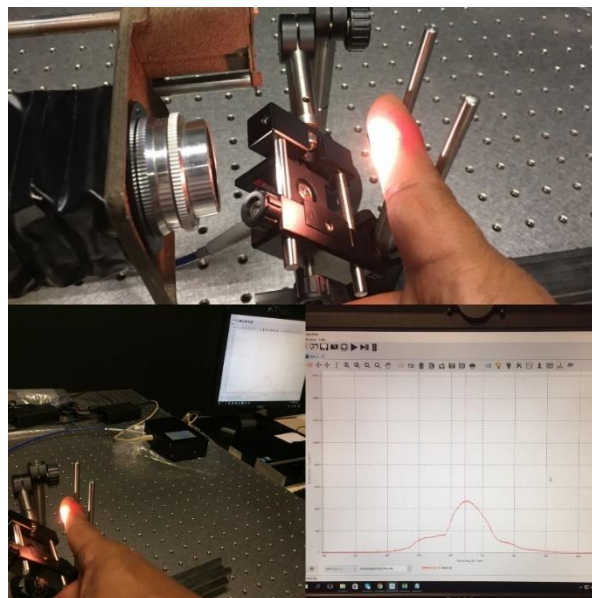


Figura 27. Adquisición de reflectancia directa del dedo

CONCLUSIONES

1. Se construyó un prototipo funcional que permitió adquirir las imágenes de una manera estable, al cual se le efectuó una calibración correcta, que posibilitó posteriormente reconstruir adecuadamente las imágenes multiespectrales adquiridas.
2. La fuente de iluminación led del prototipo construido, proporcionó una iluminación uniforme para efectuar la adquisición de imágenes multiespectrales, siendo importante incrementar la cantidad de longitudes de onda puras, ya que actualmente se obtienen únicamente tres y seis combinaciones de entre ellas.
3. Se comprobó el buen desempeño del prototipo con la aplicación del algoritmo basado en los logaritmos de las reflectancias a las diferentes longitudes de onda puras, al observar cualitativamente algunas diferencias entre el grupo de la SpO2 alta y SpO2 baja, que posteriormente con el estudio estadístico ANOVA, se pudo inferir que hay una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos de imágenes procesadas tanto de alta como baja SpO2.
4. Los mapas de concentración de oxígeno generados no aportan ninguna información, por cuanto no hubo los suficientes datos de origen, debido a que se trabajó únicamente con tres longitudes de onda puras y las seis restantes son combinaciones de ellas.
5. No fue posible realizar la correlación propuesta, por la falta de información de los mapas de concentración de oxígeno, además de la dificultad para obtener con un pulsioxímetro comercial los valores de SpO2 bajos, inferiores a 90% que fueran estables, ya que al bajar la perfusión en la zona en donde se realice la medición, el ruido del dispositivo es mayor que la señal fisiológica a ser adquirida.
6. La aplicación del algoritmo Fuzzy C-Mean nos permitió observar una tendencia entre los centroides de los grupos de piel tipo I-II y III-IV en el eje x, entre los valores que se encuentran en el rango del 93% al 97% de SpO2.
7. Con el montaje adicional que resultó durante el desarrollo de la investigación y que sirve para realizar la adquisición directa de los espectros de reflectancia del dedo de cada participante, se pudo evidenciar que la cantidad de melanina de la piel, proporciona las características específicas a sus firmas espectrales.

RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS

1. Se recomienda trabajar al menos con tres longitudes de onda puras adicionales además a las RGB de la presente investigación. Se puede considerar una de 470 nm dentro del espectro electromagnético visible y dos del infrarojo cercano, ya que son longitudes de onda que permiten obtener información importante para este tipo de estudios.
2. Para la obtención de niveles de SpO₂ bajos por medio de dispositivos de medida, se recomienda utilizar técnicas basadas en aumento o disminución de la temperatura del sector del cuerpo en donde se vaya a tomar la medida.
3. Con la base de datos obtenida de la toma de reflectancia directa del dedo de cada participante, se recomienda sea utilizada en estudios orientados a patologías cutáneas relacionadas con la melanina de la piel, por cuanto puede ayudar a identificar las distintas características según cada biotipo de piel.

BIBLIOGRAFÍA

- Alves, R. dos S., & Soares de Souza, A. (2014). *El empeño por contrarrestar el impacto mundial de las enfermedades tropicales desatendidas. Igarss 2014*. <http://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>
- Arias, L., & Hernández, Y. (2017). *Cuantificación de componentes biológicos en úlceras cutáneas a partir de imágenes multi-espectrales*.
- Barker, S., Hay, W., Miyasaka, K., & Crisitianos, P. (2006). Oximetría de pulso. Retrieved from <http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm>
- Benavides, J. (2008). Reparación de heridas cutáneas. *Asociación Colombiana de Dermatología*, 16(1), 29–35.
- Bonita, D., Galeano, J., Pérez, S., & Garzón, J. (2015). Adquisición y Procesamiento de Imágenes Multiespectrales Biológicas: Un caso de estudio en tejido Cardiovascular. *Revista de Investigación Universidad Quindío*, 27(1), 61–66.
- Braga, I. A., Pirett, C. C. N. S., Ribas, R. M., Filho, P. P. G., & Filho, A. D. (2013). Bacterial colonization of pressure ulcers : assessment of risk for bloodstream infection and impact on patient outcomes. *Journal of Hospital Infection*, 83(4), 314–320. <http://doi.org/10.1016/j.jhin.2012.11.008>
- Bristow, C., Hudson, R., Paget, T. A., & Boyle, R. W. (2006). Potential of cationic porphyrins for photodynamic treatment of cutaneous Leishmaniasis. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, (3), 162–167. <http://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2006.04.004>
- Brydegaard, M., Merdasa, A., Jayaweera, H., & Alebring, J. (2011). Versatile multispectral microscope based on light emitting diodes. *American Institute of Physics*, 82, 1–13. <http://doi.org/10.1063/1.3660810>
- Chaby, G. (2013). Úlceras de la pierna de origen venoso o mixto de predominio venoso. *EMC - Dermatología*, 47(2), 1–17. [http://doi.org/10.1016/S1761-2896\(13\)64747-0](http://doi.org/10.1016/S1761-2896(13)64747-0)
- Chin, J., Wang, E., & Kibbe, M. (2011). Evaluation of hyperspectral technology for assessing the presence and severity of peripheral artery disease. *Journal of Vascular Surgery*, 54(6), 1679–1688. <http://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.06.022>
- Dicker, D. T., Lerner, J., Van Belle, P., Barth, S. F., Guerry 4th, D., Herlyn, M., ... El-Deiry, W. S. (2006). Differentiation of normal skin and melanoma using high resolution hyperspectral imaging. *Cancer Biology & Therapy*, 5(8), 1033–1038. <http://doi.org/10.4161/cbt.5.8.3261>
- Dong, Y., Zhou, G., Chen, J., Shen, L., Jianxin, Z., Xu, Q., & Zhu, Y. (2016). A new LED device used for photodynamic therapy in treatment of moderate to severe

- acne vulgaris. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 13, 188–195.
<http://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2015.06.007>
- Duke, T., Subhi, R., Peel, D., & Frey, B. (2009). Pulse oximetry : technology to reduce child mortality in developing countries. *Annals of Tropical Paediatrics*, 29, 165–175. <http://doi.org/10.1179/027249309X12467994190011>
- Duong, H., & Han, M. (2013). Basic Neuroscience A multispectral LED array for the reduction of background autofluorescence in brain tissue. *Journal of Neuroscience Methods*, 220(1), 46–54.
<http://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2013.08.018>
- Duque, D., & Garzón, J. (2012). *Modelamiento físico y construcción de una sonda miniaturizada confocal cromática para la caracterización óptica de materias*.
- Edmund Optics. (2015). *50mm C Series VIS - NIR Fixed Focal Length Lens*.
- Edmund Optics. (2016). *White Balance Reflectance Targets*.
- Fitzmaurice, M., Zonios, G., Perelman, L. T., Backman, V., Manoharan, R., Fitzmaurice, M., ... Feld, M. S. (2016). Diffuse Reflectance Spectroscopy of Human Adenomatous Colon Polyps In Vivo Diffuse reflectance spectroscopy of human adenomatous colon polyps in vivo. *Applied Optics*, 38(31), 6628–6637.
<http://doi.org/10.1364/AO.38.006628>
- Fouzas, S., & National, P. (2011). Pulse Oximetry in Pediatric Practice. *PEDIATRICS*, 128(4), 740–752. <http://doi.org/10.1542/peds.2011-0271>
- Fouzas, S., Priftis, K., & Anthracopoulos, M. (2010). Knowledge on Pulse Oximetry Among Pediatric Health Care Professionals : A Multicenter Survey. *PEDIATRICS*, 126(3), e1–e6. <http://doi.org/10.1542/peds.2010-0849>
- Galeano, J., Jolivot, R., Benezeth, Y., Marzani, F., Emile, J., Lamarque, D., ... France, B. (2014). Analysis of Multispectral Images of Excised Colon Tissue Samples Based on Genetic Algorithms.
- Galeano, J., Tapia, P., Pérez, S., & Fern, L. (2017). *Light-tissue interaction model for the analysis of skin ulcer multi-spectral images*.
- Gillespie, D. L. (2010). Venous ulcer diagnosis, treatment, and prevention of recurrences. *Journal of Vascular Surgery*, 52(5), 8S–14S.
<http://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.068>
- Gohel, M. S., & Poskitt, K. R. (2013). Chronic ulceration of the leg. *Surgery (United Kingdom)*, 31(5), 224–228. <http://doi.org/10.1016/j.mpsur.2013.02.004>
- Gutiérrez, D. P. (2012). Comportamiento de las úlceras cutáneas crónicas entre los años 2010-2012 en Pereira , Colombia. *Revista Médica de Risaralda*, 18(1), 1–7.
- Ham, W. H. W., Schoonhoven, L., Schuurmans, M. J., & Leenen, L. P. H. (2016).

- Pressure ulcers , indentation marks and pain from cervical spine immobilization with extrication collars and headblocks : An observational study. *Injury*, 47(9), 1924–1931. <http://doi.org/10.1016/j.injury.2016.03.032>
- Hardeberg, J., Schmitt, F., Brettel, H., Crettez, J., & Maître, H. (1999). Multispectral Image Acquisition and Simulation of Illuminant Changes. *Colour Imaging: Vision and Technology*, 2–19.
- Hoffman, M., & Iii, D. M. M. (2001). A cell-based model of hemostasis A Cell-based Model of Hemostasis “ For Internal Educational Purposes Only . Not for Dissemination .” *Thrombosis and Haemostasis*, 65, 958–965.
- Ieringa, F. P. W., & Astik, F. M. (2006). Remote Non-invasive Stereoscopic Imaging of Blood Vessels : First In-vivo Results of a New Multispectral Contrast Enhancement Technology. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(12), 1870–1878. <http://doi.org/10.1007/s10439-006-9198-1>
- Jolivot, R. (2012). *Development of an imaging system dedicated to the acquisition, analysis and multispectral characterisation of skin lesions.*
- Jolivot, R., Vabres, P., & Marzani, F. (2011a). Computerized Medical Imaging and Graphics Reconstruction of hyperspectral cutaneous data from an artificial neural network-based multispectral imaging system. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 85–88. <http://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2010.07.001>
- Jolivot, R., Vabres, P., & Marzani, F. (2011b). Reconstruction of hyperspectral cutaneous data from an artificial neural network-based multispectral imaging system. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 35(2), 85–88. <http://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2010.07.001>
- Kim, S. Y., Lee, J. W., & Bae, J. S. (2006). Effect of data normalization on fuzzy clustering of DNA microarray data. *BMC Bioinformatics*, 14, 1–14. <http://doi.org/10.1186/1471-2105-7-134>
- Liu, C., Liu, W., Lu, X., Chen, W., Yang, J., & Zheng, L. (2016). Potential of multispectral imaging for real-time determination of colour change and moisture distribution in carrot slices during hot air dehydration. *Food Chemistry*, 195, 110–116. <http://doi.org/10.1016/j.foodchem.2015.04.145>
- Llaneza Coto, J. M. (2015). Diagnóstico diferencial y tratamiento general de las úlceras vasculares. *Angiol*, 55(3), 268–271. [http://doi.org/10.1016/S0003-3170\(03\)74802-0](http://doi.org/10.1016/S0003-3170(03)74802-0)
- López-Herranz, G. P. (2003). Oximetría de pulso : A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Revista Médica Del Hospital Genaral de México*, 66(3), 160–169.
- Lu, G., & Fei, B. (2014). Medical hyperspectral imaging: a review. *Journal of*

- Biomedical Optics*, 19(1), 01090–1–01090–23.
<http://doi.org/10.1117/1.JBO.19.1.010901>
- Lucha, V., Muñoz, V., & Forme, B. (2008). La Cicatrización de las Heridas. *Enfermería Dermatológica*, 3, 1–8.
- Luis, B. (2008). *Aplicación de algoritmos genéticos al diseño óptimo de sistemas de distribución de energía eléctrica*.
- Mahle, W. T., Newburger, J. W., Matherne, G. P., Smith, F. C., Hoke, T. R., Koppel, R., ... Newburger, J. W. (2009). Scientific Statement From the American Heart Association and American Academy of AHA / AAP Scientific Statement Role of Pulse Oximetry in Examining Newborns for Congenital Heart Disease A Scientific Statement From the American Heart Association and. *Circulation*, 120(5), 447–458. <http://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.109.192576>
- Marola, S., Ferrarese, A., Solej, M., Enrico, S., Nano, M., & Martino, V. (2016). Management of venous ulcers : State of the art. *International Journal of Surgery*, 33, S132–S134. <http://doi.org/10.1016/j.ijsu.2016.06.015>
- Matts, P. J., Dykes, P. J., & Marks, R. (2007). The distribution of melanin in skin determined in vivo. *British Journal of Dermatology*, 156(4), 620–628.
<http://doi.org/10.1111/j.1365-2133.2006.07706.x>
- Mätzler, C. (2002). MATLAB Functions for Mie Scattering and Absorption. *IAP Res Rep*, 08, 1139–1151. <http://doi.org/10.1039/b811392k>
- Mejía, H., & Mejía, M. (2012). Oximetría de Pulso. *Revista de Sociedad Bol Iviana de Pediatría*, 51(2), 149–155.
- Mendenhall, M. J., Nunez, A. S., & Martin, R. K. (2015). Human skin detection in the visible and near infrared. *Applied Optics*, 54(35), 10559–10570.
<http://doi.org/10.1364/AO.54.010559>
- Michel, J.-M., Willebois, S., Ribinik, P., Barrois, B., Colin, D., & Passadori, Y. (2012). As of 2012, what are the key predictive risk factors for pressure ulcers? Developing French guidelines for clinical practice. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(7), 454–465.
<http://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.08.003>
- Mower, W., Sachs, C., Nicklin, E., & Baraff, L. (2009). Pulse Oximetry as a Fifth Pediatric Vital Sign. *PEDIATRICS*, 99(5), 681–686.
- Nakappan, S., Park, S. Y., Serachitopol, D., Price, R., Cardeno, M., Au, S., ... Pikkula, B. M. (2007). Methodology of a real-time quality control for the multispectral digital colposcope (MDC). *Gynecologic Oncology*, 107(1 SUPPL.), 215–222. <http://doi.org/10.1016/j.ygyno.2007.07.016>
- Nugroho, H., Fadzil, A., Jolivot, R., & Marzani, F. (2011). Melanin type and concentration determination using inverse model. *IEEE*.

- OMS. (2010). *Manual de Oximetria de Pulso Global*.
- OMS, & OPS. (2012). *Enfermedades infecciosas desatendidas en las Américas*.
- Palomar, F., Fornes, B., & Sierra, C. (2014). Úlcera de pie diabético: Resolución de caso difícil. *Enfermedades Dermatológicas*, 8(23), 22–25.
- Pan, W., Drost, J. P., Basson, M. D., & Reid, T. (2015). Skin perfusion responses under normal and combined loadings : Comparisons between legs with venous stasis ulcers and healthy legs. *Clinical Biomechanics*, 30(10), 1218–1224. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.001>
- Paola, C. G., & Stella, Q. N. (2013). Proceso de Cicatrización de heridas de piel , campos endógenos y su relación con las heridas crónicas. *Revista Facultad de Medicina*, 61(4), 441–448.
- Phillips, T. J., & Dover, J. S. (1993). Leg ulcers. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 25(6), 965–987. [http://doi.org/10.1016/0190-9622\(91\)70295-D](http://doi.org/10.1016/0190-9622(91)70295-D)
- Pirtini Çetingül, M., & Herman, C. (2011). The Assessment of Melanoma Risk Using the Dynamic Infrared Imaging Technique. *Journal of Thermal Science and Engineering Applications*, 3(3), 1–9. <http://doi.org/10.1115/1.4004424>
- Raya, A. M. (2004). Minería de datos y lógica difusa . Una aplicación al estudio de la rentabilidad económica de las empresas agroalimentarias en Andalucía. In *Estadística Española* (Vol. 46, pp. 409–430).
- Rojas, Jerónimo; Julio, C. ; M., & Laverde, R. (2009). Tecnicas De Logica Difusa Aplicadas a La Minería De Datos. *Scientia et Technica* 3, 14(10), 1–6. Retrieved from <http://www.utp.edu.co/ciencia/index.php?UnArt=1&id=1384>
- Saito, T., Saito, T., & Yamaguchi, H. (2016). Optical imaging of hemoglobin oxygen saturation using a small number of spectral images for endoscopic application using a small number of spectral images for. *Biomedical Optics*, 20(12), 126011–1,126011–8. <http://doi.org/10.1117/1.JBO.20.12.126011>
- Saito, T., & Yamaguchi, H. (2015). Optical imaging of hemoglobin oxygen saturation using a small number of spectral images for endoscopic application. *Journal of Biomedical Optics*, 20(12), 126011. <http://doi.org/10.1117/1.JBO.20.12.126011>
- Salud, S. M. de. (2010). *Recomendaciones para el tratamiento local de las úlceras cutáneas crónicas*. Madrid.
- Salud, S. A. (2009). *Guía de práctica clínica para la prevención y cuidados de las úlceras arteriales*. Retrieved from <http://www.sas.junta-andalucia.es/>
- Sarratea, M. P. F. (2011). Manejo diagnóstico y terapéutico de las úlceras cutáneas crónicas infectadas. *JANO*, 61–65.
- Sereda, A., Moreau, J., Boulade, M., Olivéro, A., Canva, M., & Maillart, E. (2015).

- Sensors and Actuators B : Chemical Compact 5-LEDs illumination system for multi-spectral surface plasmon resonance sensing. *Sensors & Actuators: B. Chemical*, 209, 208–211. <http://doi.org/10.1016/j.snb.2014.11.080>
- Sola, A., Chow, L., & Rogido, M. (2005). Oximetría de pulso en la asistencia neonatal en 2005. Revisión de los conocimientos actuales. *An Pediatric(Barc)*, 62(3), 266–281.
- Sowa, M. G., Kuo, W., Ko, A. C., Armstrong, D. G., Sowa, M. G., Kuo, W., ... Armstrong, D. G. (2016). Review of near-infrared methods for wound assessment. *Biomedical Optics*, 21(9), 18. <http://doi.org/10.1117/1.JBO.21.9.091304>
- Suárez C Salgado RM, A. A. (2012). Inducción del tejido de granulación por pasta de Lassar vs colágena polivinilpirrolidona en úlceras por insuficiencia venosa. *Cirugía Plástica Ibero Latinoamericana*, 14(1), 5–13.
- Subhi, R., Smith, K., & Duke, T. (2009). When should oxygen be given to children at high altitude ? A systematic review to define altitude- specific hypoxaemia. *Archives Disease Child*, 94, 6–10. <http://doi.org/10.1136/adc.2008.138362>
- Sullivan, N., & Schoelles, K. (2013). Preventing In-Facility Pressure Ulcers as a Patient Safety Strategy. *Annals of Internal Medicine*, 158(5), 417–426.
- Suzuki, E., Kashiwagi, A., Hidaka, H., Maegawa, H., Nishio, Y., Kojima, H., ... Kikkawa, R. (2000). H- and 31 P-magnetic resonance spectroscopy and imaging as a new diagnostic tool to evaluate neuropathic foot ulcers in Type II diabetic patients. *Diabetología*, 43, 165–172.
- THORLABS. (2013). *DCC3240N*.
- Van Gent, W. B., Wilschut, E. D., & Wittens, C. (2010). Management of venous ulcer disease. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 341, 1092–1096. <http://doi.org/10.1136/bmj.c6045>
- Wieringa, F. P., Mastik, F., Duncker, D., Bogers, A., Zeelenberg, C., Steen, A. F. W. Van Der, ... Centre, T. (2006). Remote Optical Stereoscopic Multispectral Imaging during Cardiac Surgery. *Computers in Cardiology*, 33, 693–696.
- Yudovsky, D., & Pilon, L. (2010). Rapid and Accurate Estimation of Blood Saturation, Melanin Content, and Epidermis Thickness from Spectral Diffuse Reflectanc. *APPLIED AND ENVIRONMENTAL MICROBIOLOGY*, 49(10), 1707–1719.
- Zonios, G., & Dimou, A. (2006). Modeling diffuse reflectance from semi-infinite turbid media : application to the study of skin optical properties. *Optics Express*, 14(19), 396–402.

ANEXOS

Anexo 1. Características técnicas de O'Ring led neopixel



Número de pixeles	Diámetro exterior	Diámetro interior
12	37 mm / 1.5"	23 mm / 1"
16	44.5 mm / 1.75"	31.75 mm / 1.25"
24	66 mm / 2.6"	52.5 mm / 2.05"
60 (4x 15-pixel)	158 mm / 6.2"	145 mm / 5.7"

Color de emisión	Longitud de onda (nm)	Intensidad luminosa (mcd)	Corriente (mA)	Voltaje (V)
Rojo	620-630	550-700	20	1.8-2.2
Verde	515-530	1100-1400	20	3.0-3.2
Azul	465-475	200-400	20	3.2-3.4

Anexo 2. Código de programación de Arduino

```
#include <Adafruit_NeoPixel.h>

#define BUTTON_PIN 2 // constante para el pulsador
#define PIXEL_PIN 6 // pin que controla el neopixel
#define PIXEL_COUNT 24

// parametros de funcionamiento del neo pixel
Adafruit_NeoPixel strip = Adafruit_NeoPixel(PIXEL_COUNT, PIXEL_PIN,
NEO_GRB + NEO_KHZ800);

// variables para el estado del pulsador
bool estad_ant = HIGH;
int showType = 0;

void setup() {
  pinMode(BUTTON_PIN, INPUT_PULLUP); // declaramos el pulsador como
  entrada
  strip.begin();
  strip.show(); // inicializa todos los pixeles apagados
}

void loop() {
  // leemos el pulsador
  bool nuev_est = digitalRead(BUTTON_PIN);

  // comparamos el estado de las variable
  if (nuev_est == LOW && estad_ant == HIGH) {
    // delay para el pulsador
    delay(20);
    nuev_est = digitalRead(BUTTON_PIN);
    if (nuev_est == LOW) {
      showType++;
      if (showType > 10)
        showType = 0;
      startShow(showType);
    }
  }
```

```

    }
    // guarda el nuevo estado en la variable.
    estad_ant = nuev_est;
}

// definimos los case de comparacion de cada color
void startShow(int i) {
    switch (i) {
        case 0: colorWipe(strip.Color(0, 0, 0), 50); // apagado / negro
            break;
        case 1: colorWipe(strip.Color(255, 0, 0), 50); // Rojo
            break;
        case 2: colorWipe(strip.Color(0, 255, 0), 50); // Verde
            break;
        case 3: colorWipe(strip.Color(0, 0, 255), 50); // Azul
            break;
        case 4: colorWipe(strip.Color(255, 255, 0), 50); // Amarillo
            break;
        case 5: colorWipe(strip.Color(0, 255, 255), 50); // cian
            break;
        case 6: colorWipe(strip.Color(255, 0, 255), 50); // Magenta
            break;
        case 7: colorWipe(strip.Color(255, 255, 255), 50); // Blanco
            break;
        case 8: colorWipe(strip.Color(64, 224, 208), 50); // turquesa
            break;
        case 9: colorWipe(strip.Color(255, 228, 170), 50); // rosado
            break;
        case 10: colorWipe(strip.Color(139, 0, 139), 50); // morado
            break;
    }
}

// funcion para encender los pixeles de la barra en cascada
void colorWipe(uint32_t c, uint8_t wait) {
    for (uint16_t i = 0; i < strip.numPixels(); i++) {
        strip.setPixelColor(i, c);
        strip.show();
        delay(wait);
    }
}

```

}
}

Anexo 3. Consideraciones éticas

Según la Resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, establece las normas científicas, técnicas y administrativas para investigación en salud y a través del Art. 11, clasifico mi investigación como Sin Riesgo al ser un estudio en donde no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, psicológicas o sociales de ningún individuo.

Por lo antes mencionado y al ser el presente proyecto un trabajo netamente de ingeniería, las imágenes de prueba se tomarán a personas con piel sana las cuales serán seleccionadas sobre el desarrollo del proyecto. El uso de las imágenes obtenidas se realizará previo consentimiento del participante, para lo cual deberá firmar un formato de autorización que indicará el objetivo y una breve descripción del proyecto.

Es importante conocer que de acuerdo al trabajo planificado en el presente proyecto, la fuente de iluminación led que fue diseñada no generan radiación ionizante, ni es perjudicial para la salud de ninguno de los participantes que colaboren con el estudio ya que todas las longitudes de onda empleadas se encuentran en el rango electromagnético visible de los 400 a 700 nm. De igual se considera que el tiempo total de ejecución del procedimiento en el cual se realizará la adquisición de imágenes y se irradiará a los pacientes con las diferentes longitudes de onda (distintos colores de luz) no supera los 5 minutos por cada uno de ellos.

Así también dentro de las implicaciones para la política pública, el desarrollo de este prototipo tendría un impacto considerable en la iniciativa de Control de enfermedades tropicales desatendidas de la OPS/OMS al igual que en Colombia en el Plan Nacional Integral e Interprogramático para la Prevención, Control y Eliminación de las Enfermedades infecciosas Desatendidas, dentro de las cuales se incluye la Leishmania y úlceras de Buruli, por cuanto la población en base al desarrollo de futuros proyectos sería beneficiada al contar con una herramienta de seguimiento para este tipo de patologías, que permitiría al personal asistencial diagnosticar acertadamente el estado actual de la úlcera y en base a ello su posterior tratamiento, siendo una nueva alternativa que tendría injerencia directa en el mejoramiento de la calidad de vida del paciente y sus familias.

En el presente estudio se respetará la confidencialidad de cada participante, asignándole un número único como sujeto en este estudio. Sólo este número se utilizará en cualquier información relacionada con la investigación recopilada acerca del participante durante el curso del presente, por lo que la identidad (es decir, su nombre o cualquier otra información que pueda identificarle) como sujeto en este estudio se

mantendrá confidencial. La información que contiene su identidad si es que se requiere se mantendrá sólo con el investigador principal.

Los datos recopilados de este estudio, serán utilizados para su posible publicación en una revista indexada, conferencia y/o congreso internacional o nacional, respetando en todo momento la confidencialidad explicada anteriormente.

Se declara que no existen posibles conflictos de interés entre los autores.

Finalmente, no hay riesgos a causa del estudio para los investigadores involucrados al no manejarse ningún tipo de material biológico en las pruebas que se realizarán.

Anexo 4. Consentimiento informado



CONSENTIMIENTO INFORMADO



Se le invita a participar en este estudio de investigación porque Usted cumple con las características necesarias para el mismo al no padecer una patología cutánea y poseer uno de los biotipos de piel requeridos. Por favor, tómese el tiempo para leer este documento cuidadosamente y discutirlo con el investigador si es que se tiene alguna interrogante antes de decidirse a participar en este estudio.

Participantes: Su participación es completamente voluntaria. Usted tiene el derecho a negarse a participar en este estudio. Al hacerlo, no perderá ningún derecho. Si Usted decide participar, se le pedirá que firme el consentimiento que está al final de este documento. Además, si decide participar, usted todavía puede optar por retirarse del estudio en cualquier momento sin ningún tipo de consecuencias negativas. Antes de decidir, es importante que usted entienda lo que implica la investigación. Este documento le proporcionará toda la información necesaria con respecto al por qué se realiza la investigación y los posibles beneficios, riesgos y/o molestias.

¿Quién está llevando a cabo el estudio?: Se le invita a participar en un estudio del Laboratorio de Óptica y Espectroscopía en el Bloque # 8, el cual pertenece a la Facultad de Ingenierías de la Universidad Pontificia Bolivariana. Este estudio será realizado y supervisado por Dra. Joly Galeana, Dr. Johnson Garzón, MSc. Sandra Pérez, Ing. Pedro Tapia.

El propósito de este estudio: El propósito del presente estudio es tomar con una cámara un conjunto de imágenes del dedo índice de la mano derecha, empleando una iluminación que cambia de color para cada una de ellas. Las imágenes tomadas serán estudiadas con un software que permite obtener la concentración de oxígeno del dedo del participante. Finalmente el dedo del participante se expondrá a una luz blanca para obtener su reflectancia por medio de un dispositivo denominado espectrómetro, la cual se visualiza en un PC en forma de una curva que tendrá características específicas según el tipo de piel del participante.

¿Quién puede participar en este estudio?: Puede participar en este estudio como voluntario:
1) cualquier persona sin límite de edad.

¿Quiénes no deben participar en este estudio?: Usted no será capaz de participar en este estudio si 1) padece algún tipo de patología cutánea.

¿En qué consiste este estudio?: Usted visitará el laboratorio de Óptica y Espectroscopía por una sola ocasión. La sesión tendrá una duración de aproximadamente 5 minutos. Durante la sesión, se realizará lo siguiente:

- 1) Tomar datos personales: Nombre, edad, sexo, profesión, teléfono, e-mail.
- 2) Adquirir imágenes del dedo índice de la mano derecha del participante por medio de la cámara DCC3240N – THORLABS, a diferentes longitudes de onda generadas por medio de un orín'g LED NEOPIXEL.
- 3) Se tomará la SpO2 por medio de un pulsioxímetro comercial.

- 4) Obtener la reflectancia directa de la muestra (dedo índice de la mano derecha) por medio del espectrómetro HR – 4000 de Ocean Optics.

Todos los ensayos y la recopilación de datos se llevarán a cabo en el Laboratorio Óptica y Espectroscopía en el Bloque # 8, el cual pertenece a la Facultad de Ingenierías de la Universidad Pontificia Bolivariana.

¿Los riesgos potenciales involucrados con su participación?: Según la Resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia, establece las normas científicas, técnicas y administrativas para investigación en salud y a través del Art. 11, esta investigación se clasifica como Sin Riesgo, al ser un estudio en donde no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, psicológicas o sociales de ningún individuo.

Es importante conocer que de acuerdo al trabajo planificado en el presente proyecto, la fuente de iluminación LED que fue diseñada no generan radiación ionizante, ni es perjudicial para la salud de ninguno de los participantes que colaboren con el estudio ya que todas las longitudes de onda empleadas se encuentran en el rango electromagnético visible de los 400 a 700 nm.

¿Cuáles son los beneficios para los participantes?: Usted no se beneficiará personalmente de la participación en este estudio, pero al formar parte de esta investigación, estará ayudando a la comunidad científica y clínica a aprender más sobre esta técnica, con la esperanza de obtener resultados que permitan utilizarla como herramienta de diagnóstico.

Confidencialidad: Se respetará su confidencialidad. Se le asignará un número único como sujeto en este estudio. Sólo este número se utilizará en cualquier información relacionada con la investigación recopilada acerca de usted durante el curso de este estudio, por lo que su identidad (es decir, su nombre o cualquier otra información que pueda identificarle) como sujeto en este estudio se mantendrá confidencial. La información que contiene su identidad si es que se requiere se mantendrá sólo con el investigador principal.

¿Qué pasará con los datos recopilados de este estudio?: Los datos recopilados de este estudio, serán utilizados para su posible publicación en una revista indexada, conferencia y/o congreso internacional o nacional, respetando en todo momento la confidencialidad explicada en el párrafo anterior.

Muchas gracias por su participación

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Al firmar este formulario, yo doy mi consentimiento para participar en este proyecto de investigación. He recibido una explicación satisfactoria de lo que implica el estudio, he leído y entendido el propósito y los procedimientos de este estudio como se describen en el protocolo de consentimiento informado para participantes y estoy voluntariamente de acuerdo en participar. Entiendo que en cualquier momento de la investigación seré libre de retirarme sin tener ningún tipo de consecuencias negativas. He recibido todas las páginas del protocolo de consentimiento y entiendo el contenido de estas páginas, los procedimientos propuestos y los posibles riesgos. He tenido la oportunidad de hacer preguntas y he recibido respuestas satisfactorias a todas las preguntas con respecto a este estudio. Recibiré una copia firmada y fechada del documento de consentimiento.

Yo sé que:

- 1) Mi participación en este proyecto es totalmente voluntaria y estoy libre de retirarme de este estudio en cualquier momento sin que represente algún perjuicio para mí.
- 2) Cualquier información sobre mis datos personales obtenidas durante el estudio permanecerá anónima y confidencial.
- 3) Los datos recolectados pueden ser usados en una publicación científica, manteniendo siempre la confidencialidad y el anonimato del participante.
- 4) Puedo pedir los resultados de este estudio cuando éste haya concluido.

Nombre completo del (de la) participante:

Firma _____

Medellín _____ 2017

Nombre del investigador responsable: Pedro José Tapia Escalante.

Firma _____

Medellín _____ 2017

Teléfono: 3188819525



Testigos de la ejecución de procedimientos:

Testigo N°1

Nombre: _____

Firma: _____

Testigo N°2

Nombre: _____

Firma: _____