

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-27

**CUANTIFICACIÓN DE COMPONENTES BIOLÓGICOS EN ÚLCERAS  
CUTÁNEAS A PARTIR DE IMÁGENES MULTI-ESPECTRALES**

Luisa Fernanda Arias Muñoz

Yesid Hernández Hoyos

Ingeniería de Sistemas

July Andrea Galeano Zea

**INSTITUTO TECNOLÓGICO METROPOLITANO**

**Mayo-03-2017**

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## RESUMEN

---

Las úlceras cutáneas (UC) son una de las causas más frecuentes de consulta en las Unidades de atención de salud (PHU) en áreas tropicales. Sin embargo, la falta de médicos especializados en esas áreas, conduce a un diagnóstico y manejo inapropiados de los pacientes. Existe entonces la necesidad de desarrollar herramientas que permitan guiar a los médicos hacia un diagnóstico preciso.

Los sistemas de imágenes multi-espectrales son una herramienta no invasiva que podrían utilizarse en el análisis de las úlceras cutáneas. Con estos sistemas es posible adquirir imágenes ópticas a diferentes longitudes de onda, que pueden ser procesadas por medio de modelos matemáticos basados en enfoques de optimización.

El procesamiento de ese tipo de imágenes conduce a la cuantificación de los principales componentes de la piel. En el caso de las úlceras cutáneas, estos componentes podrían correlacionarse con las diferentes etapas de cicatrización de heridas durante el seguimiento de una úlcera cutánea.

Este trabajo de grado presenta el procesamiento de una imagen multi-espectral de úlcera cutánea.

La úlcera empleada en este trabajo corresponde a Leishmaniasis, una de las enfermedades más prominentes en las zonas tropicales. El procesamiento de imágenes se realiza mediante un modelo de interacción luz-tejido considerando la distribución de la piel como una capa semi-infinita. La optimización de los parámetros del modelo permite cuantificar los parámetros principales de absorción y dispersión de la luz en la piel en el espectro visible y cercano infrarrojo. Los resultados muestran diferencias entre áreas sanas y no sanas de la imagen.

Palabras clave: Imágenes multi-espectrales, úlceras cutáneas, modelo de luz-tejido, espectro de reflectancia difusa.

	<p style="text-align: center;">INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</p>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## RECONOCIMIENTOS

---

Agradecemos principalmente a nuestras familias, que siempre han sido un pilar que ha resistido ante nuestras decaídas y nunca nos ha dejado desfallecer. También a los profesores de la Institución que nos han brindado durante nuestra etapa académica, los conocimientos necesarios para cumplir a cabalidad nuestro desarrollo como profesionales íntegros; especialmente a la Docente July Galeano por el constante asesoramiento y comprometido acompañamiento en todo el proceso de este trabajo de grado. También agradecer a nuestros compañeros que siempre estuvieron dispuestos y atentos para ayudar en lo que necesitáramos, y por último sin ser menos importante el uso de la herramienta Matlab para implementar el desarrollo de esta idea.

Como coautores del artículo *modelo de interacción tejido-luz para el análisis de imágenes multi-espectrales de úlcera cutánea*, agradecemos el apoyo médico brindado por la Dra. Brunella Raymundo Villalva y el Dr. Francisco Bravo Puccio del Hospital Cayetano Heredia Lima, Perú. También reconocemos el apoyo prestado por el Dr. Benjamín Castañeda de la Pontificia Universidad Católica del Perú y el Dr. Jorge Arévalo de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. También reconocemos el apoyo financiero proporcionado por el programa SticAmSud (COLCIENCIA-INRIA-CONCYTEC) para la creación de la red académica IMPULSO (IM- Procesamiento de Ulceras cutáneas en áreas trópicas).

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## ACRÓNIMOS

---

***Fblood*** Fracción volumétrica de la sangre.

***L*** Espesor de la epidermis.

***Fmel*** Fracción volumétrica de melanosomas.

***ChbO2*** Concentración de oxi-hemoglobina.

***Chb*** Concentración de deoxi-hemoglobina.

***Fv*** Fracción volumétrica de colágeno.

***Dia*** Diámetro de colágeno.

***RS*** Recocido Simulado.

***AG*** Algoritmo Genético.

***SO2*** Saturación de Oxígeno.

***F*** Función.

***T*** Temperatura.

***ASCLEPIOS*** Analysis of Skin Characteristics by Light Emission and Processing Of Image of Spectrum.

***UC*** Ulceras Cutáneas.

***UAP*** Unidades de atención primaria.

***RGB*** Red, Green, blue

	<p style="text-align: center;">INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</p>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## TABLA DE CONTENIDO

---

1. INTRODUCCIÓN .....	
2. MARCO TEÓRICO .....	
3. METODOLOGÍA .....	
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	
5. CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO .....	
REFERENCIAS .....	
APÉNDICE .....	

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 1. INTRODUCCIÓN

---

Las úlceras cutáneas (UC) son una de las causas más frecuentes de consulta en la Unidades de atención de salud (UAP) en áreas tropicales. Sin embargo, una gran proporción de esta patología es mal interpretada debido a la falta de médicos especializados. Este hecho conduce a un tiempo prolongado sin una adecuada gestión para adoptar el diagnóstico correcto y tratamiento adecuado.

El desarrollo de herramientas no invasivas tiene como objetivo, en este contexto, mejorar el diagnóstico y hacer un seguimiento objetivo del tratamiento de heridas en la piel. Sin embargo, hay pocos esfuerzos para encontrar una tecnología de diagnóstico temprano, como lo es en los casos de las úlceras cutáneas causadas por la Leishmaniosis. Por lo tanto, existe una necesidad para investigar el uso potencial de nuevas herramientas no invasivas para el análisis de las úlceras producidas por enfermedades tropicales.

Una técnica de análisis no invasivo de tejido humano que ha ido creciendo desde la última década se basa en sistemas de imágenes multi-espectrales. Esas técnicas permiten cuantificar los principales componentes de la piel humana, tales como la hemoglobina, melanina, beta- caroteno, entre otros. Este tipo de sistemas han sido ampliamente estudiados por el análisis de patologías de la piel como melasma, vitíligo, e incluso el cáncer (Galeano J, 2013), (Jolivot R, 2013). Otros tipos de tejidos humanos que han sido analizados por estos sistemas son: gástrico y cardiovascular (Galeano J, 2012), (Galeano J, 2015).

Las imágenes multi-espectrales se forman de la adquisición de imágenes a través de una cámara monocromática una vez que un tejido, u objeto de interés, es iluminado por diferentes longitudes de ondas. El conjunto de imágenes adquiridas representa en cada píxel la reflectancia difusa del tejido a la longitud de onda correspondiente, asumiendo una etapa de pre-procesamiento de calibración. La reflectancia difusa obtenida puede ser modelada por modelos matemáticos que representan cómo interactúa la luz que cada uno de los componentes que subyacen el tejido. (Jacques, 2013), (Tuchin, 2007). Por un procedimiento de modelo inverso basado en un enfoque de optimización, es posible obtener valores que pueden correlacionarse con la cuantificación de los principales componentes del tejido en estudio (Jolivot R, 2013). En el caso de la piel, estos valores pueden correlacionarse con la hemoglobina, melanina, colágeno, entre otros. El presente trabajo de grado es un primer estudio del uso de estas tecnologías basadas en imágenes

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

multiespectrales para el análisis de imágenes de úlceras cutáneas causadas por Leishmaniasis.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 2. MARCO TEÓRICO

---

La piel es el órgano más grande del ser humano que constituye la envoltura elástica impermeable y protectora del organismo, defendiéndolo de influencias externas. Ésta y todo su tejido subcutáneo representan hasta un 20% del peso corporal. Se interrelaciona con los demás órganos del cuerpo por vías vasculares, nerviosas y linfáticas e interviene en los cambios humorales como lo son la producción de anticuerpos. Su grosor y su consistencia varían en las diferentes partes del cuerpo; el color lo determinan la epidermis y un conjunto de pigmentos (melanina, oxihemoglobina, carotenos) (Onmeda, 2012).

La piel se conforma por tres capas clasificadas según la zona y su estructura:

**Epidermis:** representa la capa superficial de la piel y se encuentra por encima de la Dermis como su nombre lo indica (DefinicionABC, 2007).

**Dermis:** representa la capa elástica conformada por una red de colágeno y fibras elásticas, es

**Hipodermis o Tejido Subcutáneo:** representa la capa más espesa de la piel y se une a la dermis por fibras de elastina y colágeno. Su principal componente son las células adiposas, células que se encargan de producir y almacenar grasas.

### *Úlceras cutáneas*

Las úlceras cutáneas son lesiones de la piel que comprometen la epidermis y la dermis. Teniendo como problemática principal la dificultad en la cicatrización mientras no exista un tratamiento que pueda combatir la causa por la que es producida la úlcera. Describe la Doctora Ana María López Núñez (López, 2015) que en una úlcera cutánea es necesario identificar: el tipo de lesión, extensión, localización, grado de afectación, tejidos presentes en el lecho, forma, volumen de exudado, estado de la piel alrededor de la úlcera, si presenta signos de infección, tiempo de evolución y otros síntomas clínicos asociados como la presencia de prurito o dolor. (López, 2015).

Además es necesario realizar un registro adecuado de todas las características de la úlcera para aplicar un adecuado tratamiento local. El retraso en el proceso natural de cicatrización puede deberse a factores locales propios de la herida debido a aspectos referidos del paciente, además el conocimiento del tratamiento adecuado para dicha lesión es otro factor importante en el proceso de cicatrización (López, 2015). Para el análisis de lesiones en la piel los dermatólogos se basan en las evaluaciones de imágenes adquiridas con cámaras

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

RGB. Estas imágenes para ser estudiadas presentan limitaciones para diagnosticar con exactitud el estado de la piel, debido al fenómeno de metamerismo.

Por la falta de objetividad para tener un diagnóstico certero de las lesiones que presenta la piel, se ha motivado la investigación en el desarrollo de sistemas que complementen y superen la capacidad del ojo humano para analizar imágenes. De esta manera surgen elementos de medición como la espectroscopia, que unidos a los sistemas de visión dan como resultado los sistemas de imágenes multi-espectral MSI. Encontramos así trabajos como los presentados por (Jolivot R. , 2013), quienes a partir de una cámara multiespectral, lograron mayor objetividad en el diagnóstico de patologías de piel.

### ***Imágenes multi-espectrales***

Para comprender fácilmente este término se puede analizar este nombre por separado:

*Imagen:* Reproducción de la figura de un objeto por la combinación de rayos de luz que proceden de él.

*Espectro:* distribución de la intensidad de una radiación en función de una magnitud característica, como la longitud de onda, la energía, la masa o la frecuencia.

Ahora, una imagen multi-espectral es aquella que reproduce la figura de un objeto en función de onda que está reflejando o emitiendo el objeto en cuestión, concluyendo esto podemos definirla como un set de imágenes del mismo objeto representadas cada una de ellas con longitudes de onda diferentes (Álava Ingenieros, 2013).

### ***Uso de imágenes multi-espectrales:***

Debido a los múltiples factores que se deben analizar para brindar un diagnóstico correcto y posteriormente un tratamiento y/o seguimiento adecuado, el equipo de investigación conformado por (Jolivot R, 2013) implementó un sistema de imágenes multi-espectrales, desarrollado específicamente para aplicaciones en dermatología y/o cosmetología. El fin de este sistema es hallar los componentes biológicos que contiene la piel afectada por patologías como vitíligo y melasma. Alguno de estos componentes fueron hemoglobina melanina, oxígeno, entre otros.

El sistema desarrollado por (Jolivot R, 2013), fue entrenado con diferentes imágenes de piel, extraídas tanto de individuos sanos como de individuos que poseían las patologías

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

mencionadas en cada una de sus fases evolutivas (Delgado, 2006). Para entrenar este sistema, se usó un algoritmo basado en redes neuronales para la reconstrucción de cubos de reflectancia de datos cutáneos y posteriormente fueron comparados con los resultados establecidos en la literatura para verificar el correcto procesamiento y análisis de las imágenes adquiridas.

El cubo de reflectancia obtenido, fue analizado mediante un algoritmo basado en un modelo de Kubelka-Munk combinado con un algoritmo evolutivo (Algoritmos Genéticos). Esta técnica permite cuantificar, por cada imagen multi-espectral adquirida, el tejido cutáneo y recuperar importantes mapas de concentración de los parámetros de la piel tales como: melanina, espesor de la epidermis y dermis, oxi-hemoglobina y deoxi-hemoglobina.

Otra aplicación de este sistema multi-espectral y técnica de procesamiento de imágenes es el análisis de muestras de tejido de colon. De esta manera el equipo de trabajo conformado por Galeano et al. (Galeano J, 2012) desarrollaron un sistema enfocado en el análisis de imágenes multi-espectrales de muestras de tejido de colon extirpados. El sistema está basado en Algoritmos Genéticos, y fue desarrollado con el fin de brindar un apoyo a la rama de la medicina desde la visión artificial y así detectar de manera temprana las lesiones precancerosas en el colon, ya que el cáncer de colon es una de las principales causas de muerte por cáncer en el mundo. Con la implementación de este proyecto se intentó superar las limitaciones de la tecnología de la colonoscopia convencional.

En este proyecto se usó un modelo analítico de reflectancia espectral del colon, para analizar la composición del mismo. Para esto se asumió que el tejido biológico del colon puede ser modelado por un medio turbio semi-infinito homogéneo, compuesto de dos capas: mucosa y submucosa (Das, 1998). En este modelo se asume que una parte de la luz incidente es absorbida en el tejido del colon 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 siguiente expresión matemática:

$$R(\lambda) = \frac{1}{1 + \frac{\mu a(1)}{\mu' b(1)}} \left(1 - e^{-(\mu a(1) + \mu' b(1))L}\right) + \frac{1}{1 + \frac{\mu a(2)}{\mu' b(2)}} \left(e^{-(\mu a(2) + \mu' b(2))L}\right) \quad (1)$$

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.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Los espectros, calculados en cada punto de la imagen multi-espectral, fueron interpretados por la inversión de este modelo en un marco de optimización. Finalmente se obtuvieron mapas paramétricos, que muestran la variación espacial de: concentración de hemoglobina, saturación de hemoglobina, el diámetro y la fracción volumétrica de las fibras de colágeno encontradas en el colon.

### ***Perspectiva del uso de imágenes multi-espectrales en el estudio de úlceras cutáneas***

A partir de la revisión de la literatura y tomando como guía la solución basada en algoritmos genéticos desarrollada por (Galeano J, 2012) para resolver un problema de inversión del modelo de interacción luz-tejido, se ha decidido en este proyecto de grado desarrollar una metodología basada en “algoritmos genéticos” y en el algoritmo “recocido simulado”, para el procesamiento de imágenes multi-espectrales de úlceras cutáneas. Éste último algoritmo será utilizado debido a sus aplicaciones en el procesamiento de imágenes hiper-espectrales, específicamente en la extracción de características (Matzler, 2002), reducción de dimensión (Yudovsky, 2010), (UdDin, 2015), y desmezclado. Estos algoritmos se adaptarán así a las necesidades de este proyecto para llegar a un resultado de relevancia y contribuir con un aporte importante en el área de la dermatología con respecto a la problemática de diagnóstico correcto del estado y tipo en las úlceras cutáneas.

Para obtener un diagnóstico adecuado del tipo de úlcera presentada en el paciente, dichos algoritmos de optimización se desarrollan para conocer, a partir de un modelo luz-tejido, los valores de los componentes presentes en la piel afectada. Los componentes seleccionados para el analizar su cantidad presente en UC son:

### ***Fracciones volumétricas de la sangre***

Las fracciones volumétricas de la sangre se pueden obtener de los cuatro componentes principales de la sangre: glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas y plasma. La hemoglobina es la proteína que se obtiene de los glóbulos rojos que componen estas fracciones. (meneses, 2016).

### ***Melanina***

La melanina es conocida comúnmente como uno de los pigmentos de la naturaleza proveedor de la pigmentación en los seres vivos. Se encuentra en la piel, ojos, plumas, cascara de huevo, cabello (Cano, 2008). Está compuesta básicamente por dos formas, Eumelanina (Color marrón Parduzco) y la feomelanina (Pigmento rojo amarillento), esencialmente está regulada por una variedad de enzimas como la tirosina entre otros (Alegre, 2012).

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

### ***Saturación de oxígeno***

La saturación del oxígeno es la cantidad de oxígeno disponible en la sangre cuando el corazón la suministra al bombearla al cuerpo, pasando por los pulmones donde las moléculas de oxígeno se unen a los glóbulos rojos para esparcirse por todo el cuerpo. El porcentaje de eritrocitos (glóbulos rojos) que están completamente saturados con oxígeno se le conoce como saturación arterial de oxígeno o nivel de oxígeno de sangre.

### ***Colágeno***

El colágeno es una proteína sintetizada por el fibroblasto, la cantidad presente de este componente no es homogénea en todo el organismo; los tipos de colágeno que tiene la dermis son el colágeno tipo I (85-90%), tipo III (8-11%), tipo V (2-4%).

Basados en los estudios de la óptica de la piel publicado por el centro médico del láser de Oregón (Jacques, 2013), se obtienen las propiedades de los coeficientes ópticos de la absorción y dispersión reducida de la piel con presencia variable de la melanina. La melanina se presenta en la capa de epidermis porque es allí donde se encuentra alojada la célula melanosoma, la variación de este componente es influyente para determinar el coeficiente de absorción. En el estudio se realiza un análisis en la piel de roedores y neonatos para determinar su parecido y calcular sus mediciones ópticas, con el fin de determinar la efectividad de su estudio. Para encontrar la absorción de la piel diseñan unas ecuaciones para calcular el coeficiente. Según el análisis de resultados encontrados en estos estudios, en este trabajo de grado usamos los coeficientes indicados en el artículo respectivo para calcular los niveles de absorción y dispersión de la piel afectada, a través de la metodología utilizada para cumplir con nuestro objetivo propuesto (Alegre, 2012).

### ***Algoritmos genéticos***

Un algoritmo genético es un método de búsqueda que imita la teoría de Darwin (Arranz, 2007). Se encuentran basados en los principios de genética y selección natural. Los elementos de básicos de la selección natural son: reproducción, cruzamiento o intercambio de genética (es decir de cromosomas), y mutación que es la alteración de la información genética.

Este algoritmo busca la resolución de problemas de optimización partiendo del proceso de conseguir una población inicial de la cual se seleccionan los individuos más capacitados para luego reproducirlos y mutarlos para finalmente obtener la siguiente generación de individuos que estarán más adaptados que la generación anterior.

	<p style="text-align: center;">INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</p>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

***Recocido simulado***

Recocido simulado es un método de optimización inspirado en el proceso de templado de metales que se usa hace aproximadamente 500 años antes de Cristo. Este proceso consiste en tres fases: calentamiento a una temperatura determinada, sostener la temperatura alta para permitir que las moléculas del metal se acomoden en estados de mínima energía y seguido de la fase de enfriamiento controlado para aumentar el tamaño de sus cristales y reducir defectos.

El algoritmo de Metrópolis es el pionero del método RS en el año 1953 por (Metropolis, 1953). La primera implementación de este algoritmo en la optimización de problemas fue aplicada en el problema de un vendedor viajero con un número grande de ciudades por visitar. (Departamento de Matemáticas, 2008)

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

### 3. METODOLOGÍA

---

Para cumplir con la metodología propuesta, por medio de la red de conocimiento IMPULSO (ITM, UPB, Université de Bourgogne, Université d'Orleans, Pontificia Universidad Católica de Perú) fueron proporcionadas las imágenes multi-espectrales que posteriormente serían analizadas en los algoritmos de optimización no tradicionales. Dichas imágenes fueron obtenidas en el departamento de Medicina Tropical del hospital Cayetano Heredia de Perú, utilizando el sistema ASCLEPIOS.

A continuación se da una breve descripción del sistema ASCLEPIOS

#### **ASCLEPIOS: un sistema de imágenes multi-espectral**

La imagen multi-espectral de la úlcera de la piel fue obtenida por medio de un sistema nombrado ASCLEPIOS que se basa en filtros ópticos de interferencia (Jolivot R. , 2011) (Mansouri, 2005).

La adquisición de imágenes está compuesto de los siguientes elementos: una fuente de luz blanca halógena, una serie de filtros de interferencia en la región visible y cercana al infrarrojo, una guía de onda líquida y un objetivo junto con una cámara CCD. Los filtros tienen un FWHM (Ancho completo a media máxima) de 80 nm, y la longitud de onda central está entre el rango de 420nm a 840nm. Los filtros de interferencia permiten iluminar la piel en las longitudes de onda mencionadas. A cada longitud de onda, se adquiere una imagen monocromática y se obtiene un conjunto de 10 imágenes que luego se procesa mediante un algoritmo basado en una red neuronal con el fin de obtener un conjunto de 31 imágenes. Esas imágenes componen una imagen hiperespectral (HSI) que está en el rango entre 430nm y 780 nm con una resolución de 10 nm. En cada píxel del HSI, se obtiene un espectro. Este espectro está relacionado con los valores de la reflectancia difusa obtenidos cuando cada longitud de onda interactúa con el tejido iluminado.

#### **Procedimiento para el procesamiento de imágenes multi-espectrales**

##### 1. Modelo luz-tejido

El primer paso para llevar a cabo el desarrollo de este trabajo es la implementación de un modelo exponencial interacción luz-tejido, tal como se presenta en la siguiente ecuación:

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

$$R(\lambda) = \frac{1}{1 + \frac{\mu\alpha(1)}{\mu'b(1)}} \left(1 - e^{-(\mu\alpha(1) + \mu'b(1))L}\right) + \frac{1}{1 + \frac{\mu\alpha(2)}{\mu'b(2)}} \left(e^{-(\mu\alpha(2) + \mu'b(2))L}\right) \quad (2)$$

Donde  $\mu\alpha(i)$  es el coeficiente de absorción de la capa  $i$  de la piel, el cual contiene la sumatoria de la concentración de oxi-hemoglobina ( $C_{hbO_2}$ ), deoxi-hemoglobina ( $C_{hb}$ ) y melanina ( $F_{mel}$ ) en el área de piel analizada;  $\mu'b(i)$  es el coeficiente de dispersión de la capa  $i$  de la piel, el cual depende de la concentración de colágeno ( $F_v$ ) en el área de piel analizada y  $L$  es el espesor de la primera capa de piel.

Los coeficientes de absorción  $\mu\alpha(i)$  y dispersión  $\mu'b(i)$  se calculan teniendo en cuenta el rango de los valores de referencia para cada una de las variables a optimizar (oxihemoglobina, deoxi-hemoglobina, melanina y colágeno) que se encuentran preestablecidos en la literatura de medicina (OMLC, 2015).

Los valores de los coeficientes de absorción de las capas de la piel son obtenidos a través de las ecuaciones 3 y 6:

$\mu\alpha(1)$ , de la ecuación 2 se calcula con la ecuación 3, correspondiente a las propiedades ópticas de la epidermis, asociando los elementos de las fracciones volumétricas de la melanina ( $f_{mel}$ ) que se encuentran en esta capa de la piel.

$$\mu_a(1) = \mu_{a.epiderm}(\lambda) = f_{mel} \mu_{\alpha.melanosome}(\lambda) + (1 - f_{mel}) \mu_{\alpha.baseline}(\lambda) \text{ [cm}^{-1}\text{]} \quad (3)$$

Con:

$$\mu_{baseline}(\lambda) = (7.84 \times 10^8) \lambda^{-3.255} \text{ cm}^{-1} \quad (4)$$

$$\mu_{amelanosome}(\lambda) = (6.60 \times 10^{11}) \lambda^{-3.33} \text{ cm}^{-1} \quad (5)$$

Donde  $\mu_{baseline}$  y  $\mu_{amelanosome}$  dependen de la longitud de onda  $\lambda$ , y determinan los coeficientes de absorción del fondo y de la melanina respectivamente (ecuaciones 4 y 5).

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

$\mu'b(1)$ , de la ecuación 2, asocia el componente del colágeno por medio de los resultados obtenidos al evaluar los componentes de las fracciones volumétricas de colágeno ( $Fv$ ) y el diámetro de las partículas de colágeno ( $dia$ ), tomados del desarrollo para calcular la dispersión para un rango de longitudes de onda y rango de diámetros de partículas por (Matzler, 2002).

$\mu_a(2)$ , calcula las propiedades ópticas de la dermis, asociando la fracción volumétrica de la sangre ( $f_{blood}$ ) y la concentración de hemoglobina ( $C_{HbO2}$ ) que se encuentran en esta capa de la piel (ver ecuación 6):

$$\mu_a(2) = \mu_{ader}(\lambda) f_{blood} \left( C_{HbO2} \cdot \mu_{a.oxy}(\lambda) \right) + f_{blood} (1 - C_{HbO2}) \cdot \mu_{a.deoxy}(\lambda) [\text{cm} - 1] \tag{6}$$

siendo  $\mu_{a.oxy} = \epsilon_{oxy}$  y  $\mu_{a.deoxy} = \epsilon_{deoxy}$  los coeficientes de extinción molar de oxihemoglobina y deoxihemoglobina respectivamente, los cuales se presentan en la figura 1 (OMLC, 2015):

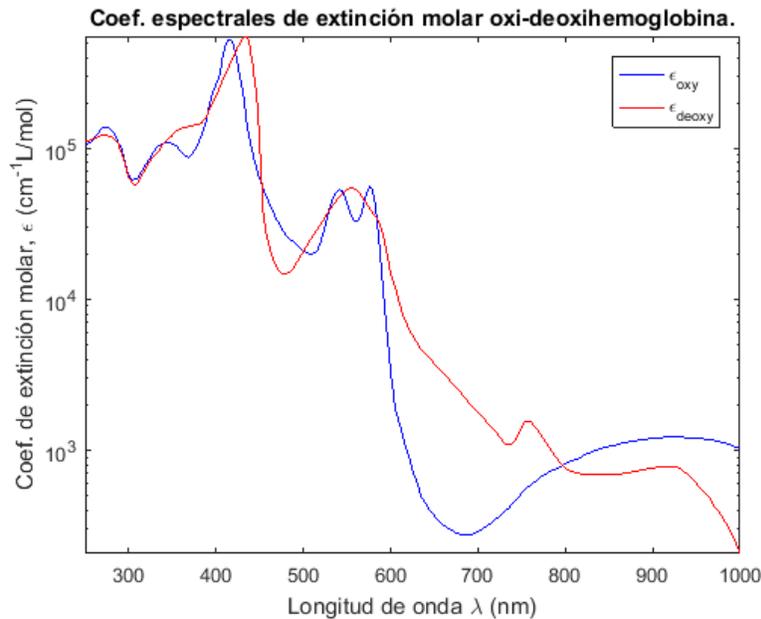
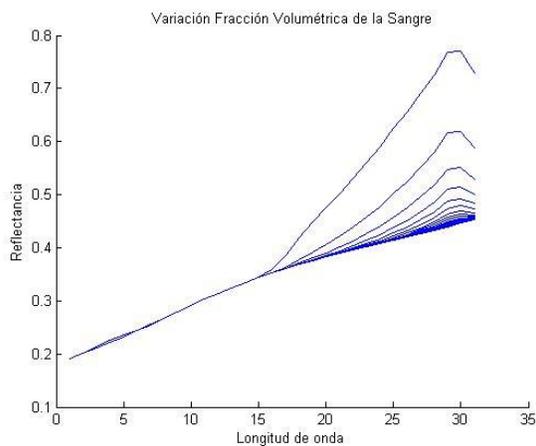


Figura 1. Gráfica de los coeficientes de extinción molar de oxi/deoxihemoglobina (OMLC, 2015).

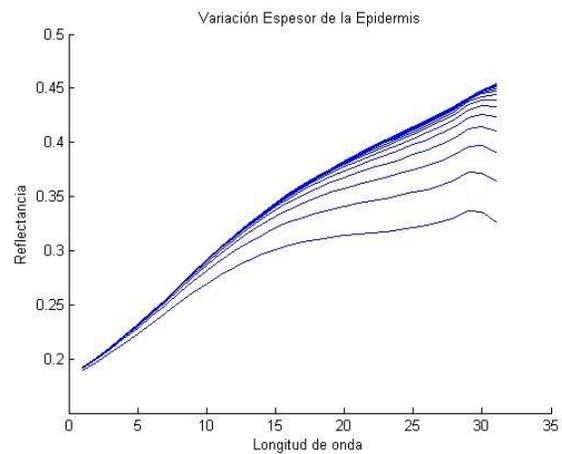
	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

$\mu'b(2)$ , calcula las propiedades ópticas de la dermis, asociando el componente del colágeno por medio de los resultados obtenidos al medir la fracción volumétrica de colágeno ( $f_v$ ) y el diámetro de las partículas de colágeno ( $dia$ ), tomados del desarrollo para calcular la dispersión y absorción para un rango de longitudes de onda y rango de diámetros de partículas por (Matzler, 2002).

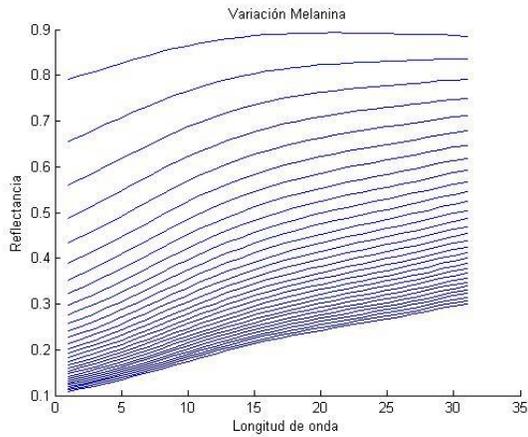
Para la implementación de este modelo, se tomaron como referencia los componentes biológicos analizados en el tejido del colon, según (Galeano J, 2012). Al principio los resultados en nuestro proyecto no fueron acordes a lo que se pretendía llegar, es decir, el comportamiento de cada una de las variables no fue el esperado. Esto se debe a que no se tuvo en cuenta que los parámetros o componentes biológicos a medir son distintos, tanto para los tejidos del colon como para las capas de la piel. En las siguientes imágenes, se evidencian los resultados iniciales de la implementación de nuestro proyecto de grado:



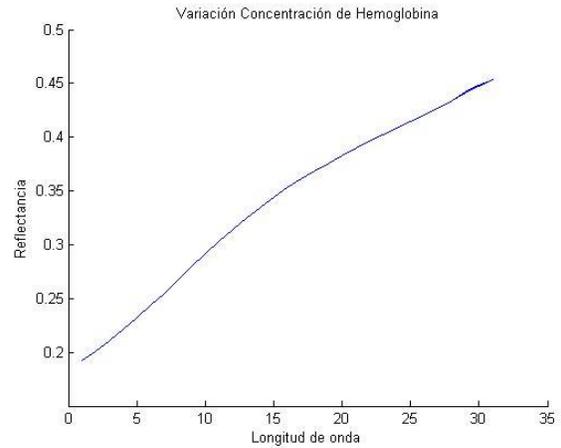
**Figura 2. Espectro Teórico  $f_{blood}$**



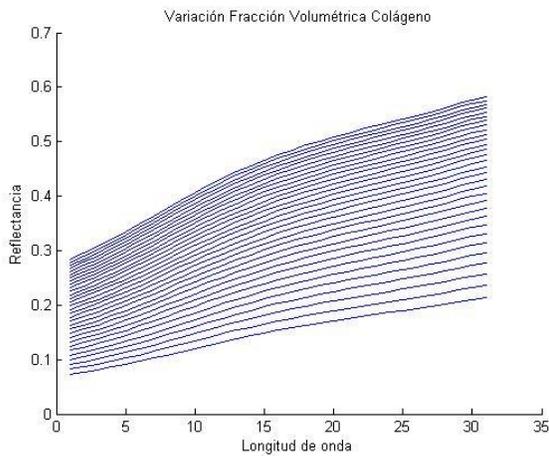
**Figura 3. Espectro Teórico  $L$**



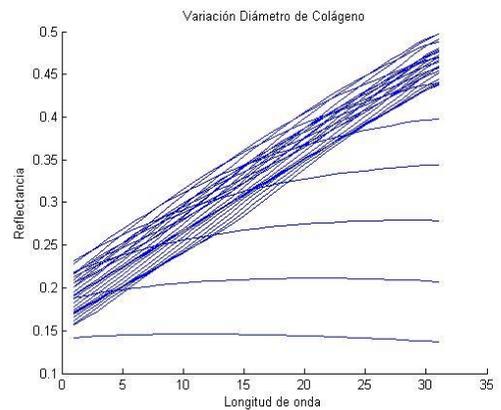
**Figura 4. Espectro Teórico  $f_{mel}$**



**Figura 5. Espectro Teórico  $C_{HbO2}$**



**Figura 6. Espectro Teórico  $f_v$**



**Figura 7. Espectro Teórico  $d_{ia}$**

En las imágenes anteriores se logra observar el comportamiento de los espectros teóricos de cada uno de los elementos, de acuerdo a su límite inferior y superior según fuentes, (OMLC, 2015). La variación de cada uno de los elementos analizados para ser medibles en la piel se realizó teniendo en cuenta la siguiente ecuación de reflectancia obtenida del artículo (Galeano J, 2012):

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

$$R(\lambda) = \frac{1}{1 + \frac{\mu a(1)}{\mu' b(1)}} \left( 1 - e^{-(\mu a(1) + \mu' b(1))L} \right) + \frac{1}{1 + \frac{\mu a(2)}{\mu' b(2)}} \left( e^{-(\mu a(2) + \mu' b(2))L} \right)$$

(Ecuación (1))

Para obtener el resultado de las anteriores gráficas, se tuvo en cuenta el límite inferior y superior de cada uno de los componentes biológicos a analizar:

COMPONENTE	LIMITE INFERIOR	LIMITE SUPERIOR
$f_{blood}$	0.002	0.07
$L$	0.015 mm	0.15 mm
$f_{mel}$	0.013	0.45
$C_{HbO2}$	0.02	0.12
$F_v$	0.04	0.2
$dia$	0.1	0.74

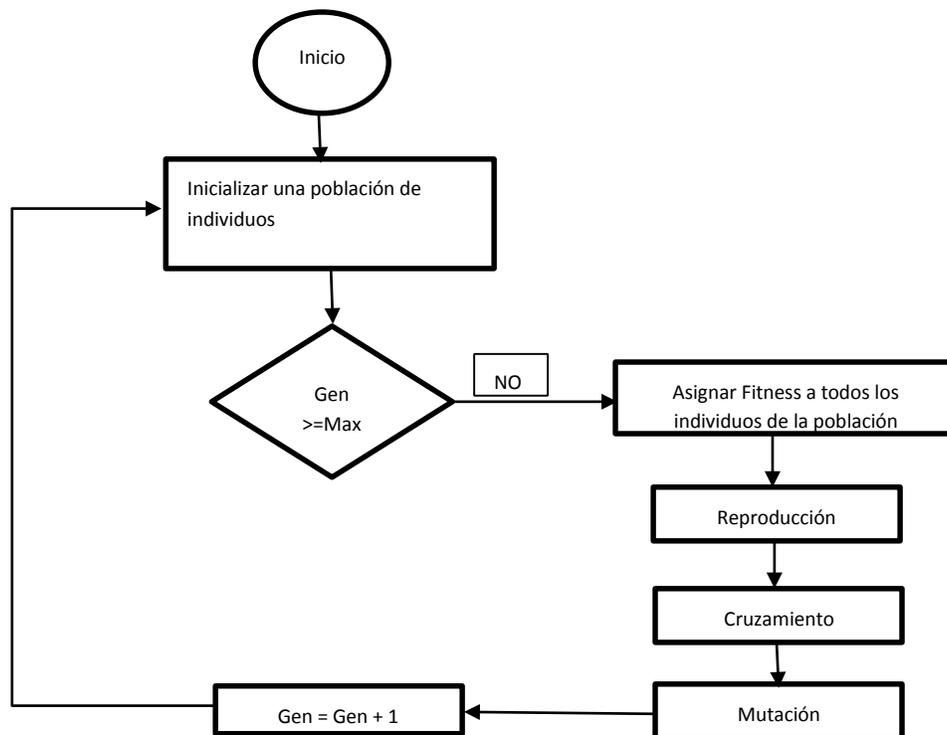
**Tabla 1.** Rango de componentes biológicos

Para analizar el comportamiento de cada componente biológico usado en las ecuaciones aplicadas a la medición de la cantidad presente de cada uno en la piel, se implementó el modelo exponencial luz-tejido para demostrar la variación de cada componente dentro de su espectro teórico, cuando éste es calculado en la ecuación de reflectancia que a partir de este momento llamaremos RCalculada. Básicamente este proceso consistió en la creación de un vector de 31 valores para cada uno de los componentes, teniendo en cuenta los rangos definidos en la tabla 1. Para lograr el objetivo apreciado en las figuras 1 a 6, calculamos la media de cada componente y realizamos la variación de un solo componente a la vez y de esta forma obtener el resultado independiente demostrado en cada gráfica.

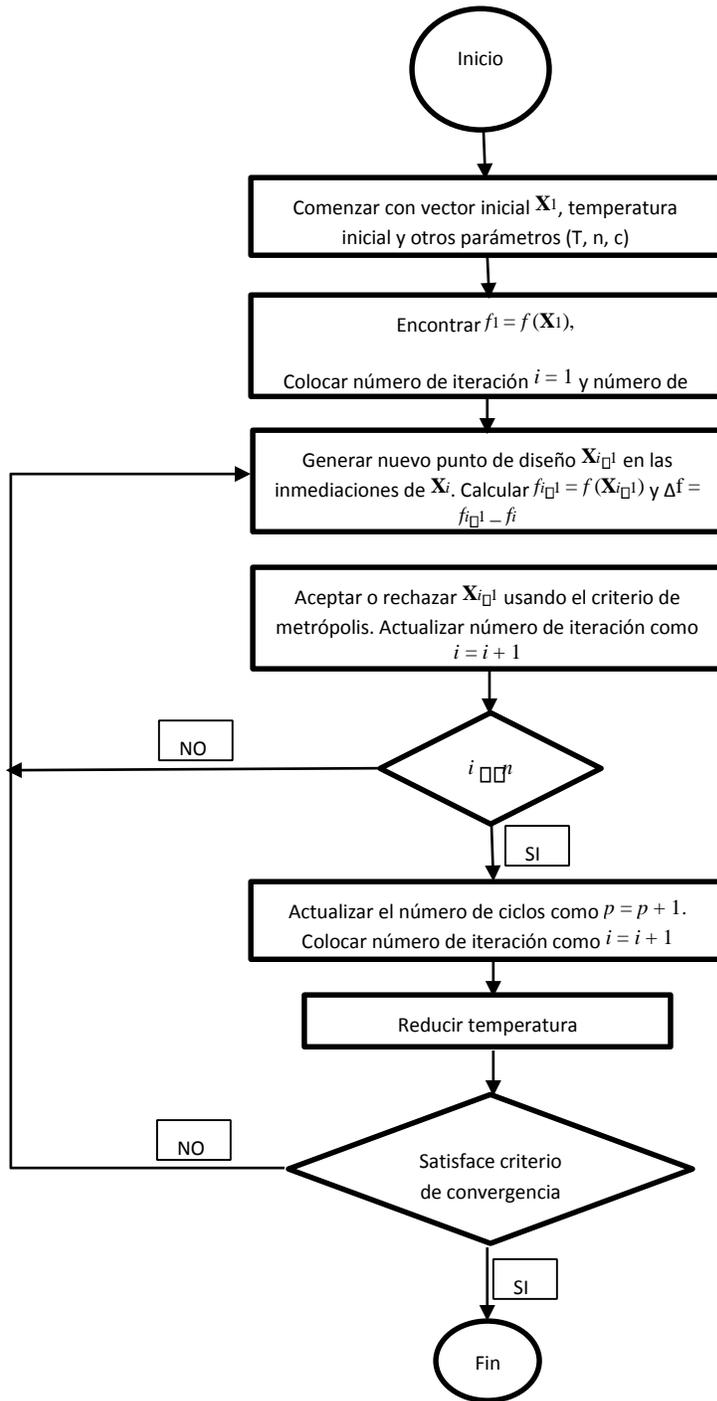
	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 2. Implementación de algoritmos

Después de obtener a RCalculada, procedimos al desarrollo de dos algoritmos de optimización bio-inspirados: algoritmo genético y recocido simulado. Estos algoritmos los aplicamos al modelo implementado descrito anteriormente, en conjunto con los valores de reflectancia obtenidos en las imágenes multi-espectrales. De esta manera logramos resolver un problema inverso, en el cual el proceso fundamental era de buscar dar los valores a los parámetros que debíamos optimizar hasta que la diferencia del valor RCalculada (obtenida del modelo exponencial) y el valor de reflectancia medida (obtenida a partir de los valores de intensidad de la imagen multi-espectral) sea mínimo. Para encontrar el valor mínimo, se obtienen los valores óptimos de la cantidad de los componentes de la piel que están representados por las expresiones  $\mu_a(i)$  y  $\mu_b(i)$ , por medio de los algoritmos, desarrollados siguiendo los diagramas de flujo presentados a continuación:



**Figura 8:** Diagrama de flujo algoritmo genético.



**Figura 9:** Diagrama de flujo recocido simulado (Sons, 2009).

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

El desarrollo de los algoritmos fue realizado en la herramienta de programación MATLAB en lenguaje m(lenguaje propio de este software). El framework de esta software nos proporciona un entorno experto en matrices y nos brinda mayor facilidad y rendimiento para el procesamiento de imágenes por lo que es muy útil para interactuar con nuestros recursos suministrados (imágenes multi-espectrales), en el momento de la implementación de los algoritmos.

### ***Algoritmos Genéticos (AG):***

Para dar inicio a la implementación del algoritmo de algoritmo genético en nuestro proyecto de grado, procedimos a la lectura de las imágenes multi-espectrales proporcionadas por la red de conocimiento IMPULSO en un método principal. Los valores arrojados por estas imágenes se tomaron como la Rmedida y fueron enviados a la función AG para posteriores cálculos, y sus valores de resultados almacenarlos en RCalculada.

Aplicando lo anterior, el proceso del AG es el siguiente:

1. Generación de la población de individuos: para trabajar en este caso usamos una población con un tamaño de 20 individuos para el rango de cada parámetro a evaluar, en este caso 6 parámetros (Fblood, L, Fmel, Chbo2, Fv, Dia).
2. Aplicamos fitness a Rmedida (valores de las imágenes multi-espectrales proporcionadas por la red de conocimiento IMPULSO) y RCalculada (valores calculados por AG para cada parámetro) y posteriormente evaluarlas en la F fitness de optimización, midiendo el error cuadrático para obtener una menor diferencia entre las R (Rmedida, RCalculada) y encontrar el mejor valor como resultado.
3. La reproducción está aplicada en el método de la ruleta, donde los valores son calculados por medio de probabilidades y de esta forma tener con que comparar y aplicar los siguientes pasos.
4. Aplicamos crossover. Este está basado en el cruce de los valores calculados vs los encontrados por la reproducción, creando nuevos valores por el intercambio de bits que genera dicho proceso.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

- Para finalizar el tratamiento a los valores de RCalculada se mutan, es decir, seleccionamos una posición al azar y se reemplaza su valor, cuando este vale 0, después de mutarlo quedará en 1 y así mismo cuando esté valor sea 1 pasará a 0.

### ***Recocido Simulado:***

Para dar inicio a la implementación del algoritmo de recocido simulado en nuestro proyecto de grado, procedimos a la lectura de las imágenes multi-espectrales proporcionadas por la red de conocimiento IMPULSO en un método principal. Los valores arrojados por estas imágenes se tomaron como la RMedida y fueron enviados a la función RS para posteriores cálculos.

Aplicando lo anterior, el proceso del RS es el siguiente:

- Procedimos a inicializar variables propias de este algoritmo, tales como: la temperatura inicial (T), el factor de reducción de temperatura (C), la constante de Boltzmann (k), el número de iteraciones a realizar (n) y el espacio de diseño teórico de cada variable a analizar (Fblood, L, Fmel, Chbo2, Fv, Dia).
- Se encontró el primer vector de puntos aleatorios (los valores de este vector son seleccionados dentro del rango de espacio de diseño de cada variable), con el fin de calcular la primera RCalculada y posterior a esto, calcular el error cuadrático medio existente entre la RCalculada y la RMedida.
- Después de realizar el cálculo de la primera RCalculada se entra en un bucle de n iteraciones, en el cual por medio de operaciones básicas, se hallaron nuevos puntos de diseño que fueron calculados en relación al punto de diseño inmediatamente anterior. Posteriormente, estos nuevos puntos serían aceptados o rechazados mediante el criterio de Metrópolis.  
Si no se cumple el criterio de Metrópolis, se rechaza el punto de diseño generado y se continúa la evaluación de la función con el último punto de diseño aceptado.
- Al finalizar el anterior ciclo, se enviaron los puntos de diseño óptimos a la función principal del programa

### **3. Implementación modelo óptica de la piel**

Durante el proceso de implementación de los algoritmos descritos anteriormente, analizamos que el modelo escogido como propuesta durante el desarrollo de la metodología

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

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 lo esperado basándonos en el modelo analítico de reflectancia espectral del colon propuesto en el trabajo de investigación conformado por

(Galeano J, 2012), modificamos 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, 2006), la reflectancia difusa se puede expresar como se describe por la Ecuación 7:

$$R = \frac{1}{1 + \frac{\mu_a}{\mu_s}} \quad (7)$$

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

El componente de absorción puede será descrito por las ecuaciones 8 a 11 como sigue (Yudovsky, 2010):

$$\mu_a = \mu_{aepi} + \mu_{ader} \quad (8)$$

Donde  $\mu_{aepi}$  es el componente de absorción de la epidermis, y  $\mu_{ader}$  es el componente de absorción en la dermis. El componente de la epidermis se determina como:

$$\mu_{aepi} = \mu_{amel}(\lambda)l + \mu_{aback}(\lambda)(1 - f_{mel}) \quad (9)$$

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Donde  $\mu_{amel}$  es el espectro de absorción teórica de melanina,  $f_{mel}$  es el volumen de fracción de los melanosomas, y  $\mu_{aback}$  es la absorción de fondo tal como se presenta por ecuación 10:

$$\mu_{aback}(\lambda) = 7.84 \times 10^8 \lambda^{-3.225} \quad (10)$$

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

$$\mu_{ader} = \mu_{ablood}(\lambda) f_{blood} + \mu_{aback}(\lambda) (1 - f_{blood}) \quad (11)$$

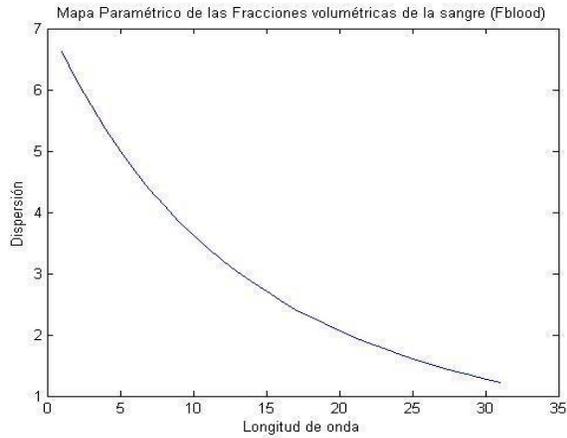
Donde  $f_{blood}$  son las fracciones volumétricas de la sangre, y  $\mu_{ablood}$  es la absorción de sangre debido a la oxi-hemoglobina y deoxi-hemoglobina. Este modelo puede utilizarse junto con un enfoque de optimización (como Algoritmo Genéticos) para cuantificar el valor de concentración de cada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

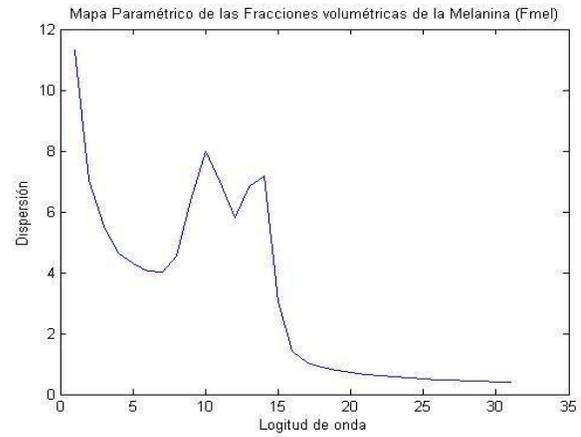
En la siguiente tabla se indican cada uno de los componentes biológicos a analizar teniendo en cuenta sus rangos teóricos y en las imágenes se logra observar el comportamiento de los de los mapas paramétricos de cada uno los componentes, de acuerdo a su límite inferior y superior.

COMPONENTE	LIMITE INFERIOR (mm)	LIMITE SUPERIOR(mm)
$f_{blood}$	0.002	0.07
$f_{mel}$	0.01	0.1
SO2	0.01	0.04
$f_v$	0.04	0.2
$dia$	0.1	0.74

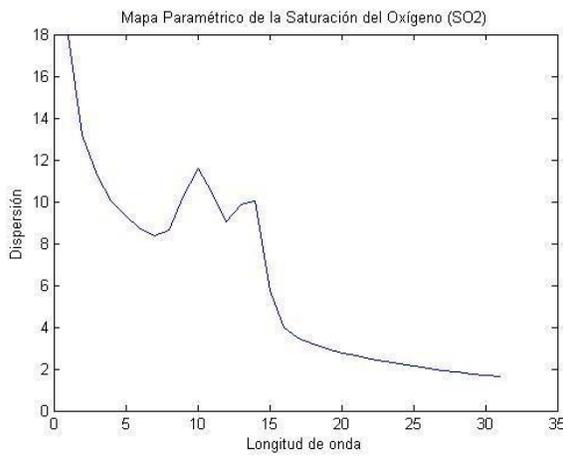
**Tabla 2.** Rango de nuevos componentes biológicos



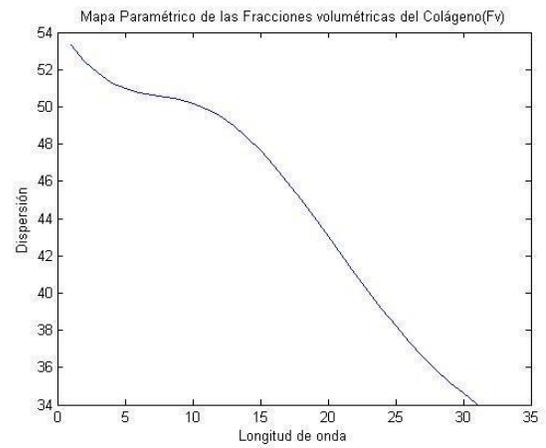
**Figura 10: Espectro teórico fblood**



**Figura 11: Espectro teórico fmel**

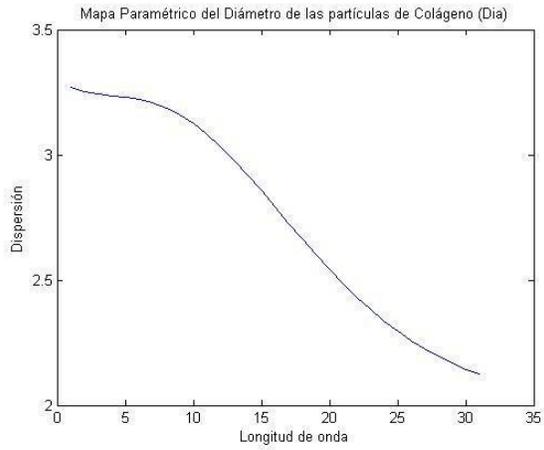


**Figura 12: Espectro teórico SO2**



**Figura 13: Espectro teórico Fv**

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



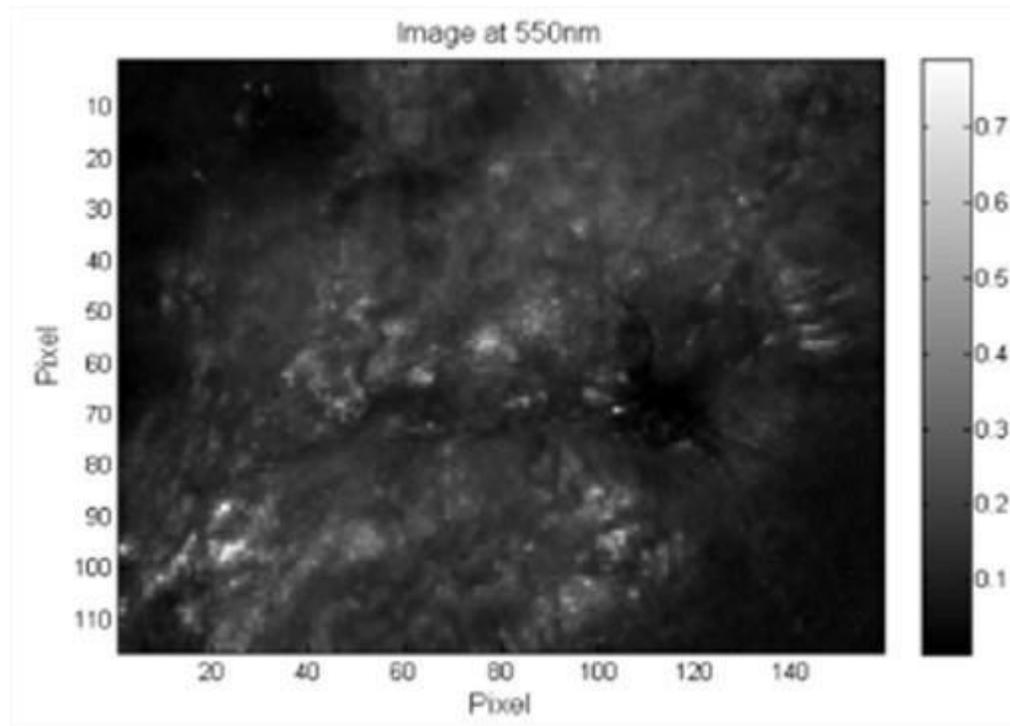
**Figura 14:** *Espectro teórico Dia*

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

#### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

El modelo luz-tejido junto con un enfoque de optimización son empleados con el fin de analizar una imagen hiperespectral (IHE) de un tipo de úlcera de piel. La úlcera analizada fue causada por Leishmaniosis, una enfermedad tropical que se presenta en varios países latinoamericanos. La figura 15 muestra la IHE adquirida a una longitud de onda de 550nm. Allí es posible observar regiones con áreas saludables y no saludables. Su diferencia puede ser representativa para el análisis de las fases inflamatorias y de angiogénesis para la cicatrización de la piel (UdDin, 2015) (Galeano J. , 2017).



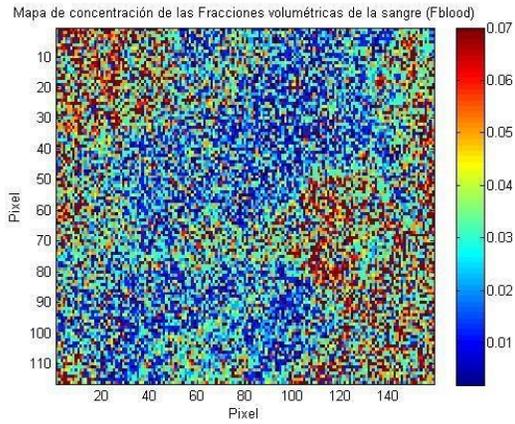
**Figura 15:** Piel Ulcerada

Las siguientes figuras muestran los resultados de la cuantificación de los componentes de hemoglobina, melanina, oxígeno y colágeno respectivamente.

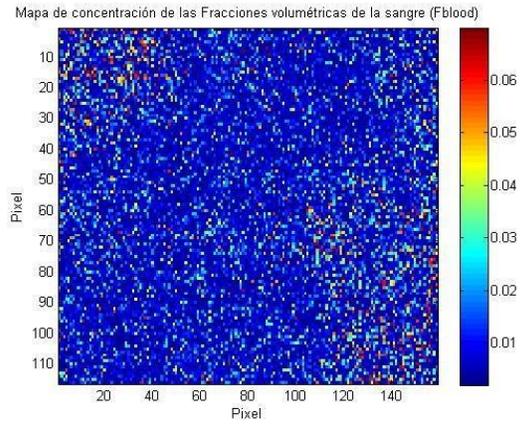
La distribución de las figuras es la siguiente:

Lateral izquierdo: resultados obtenidos del algoritmo AG

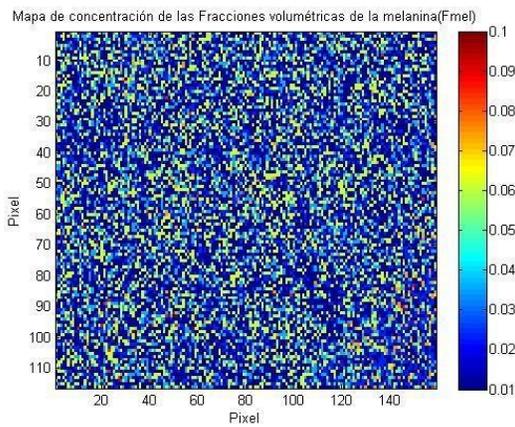
Lateral derecho: resultados obtenidos de RS.



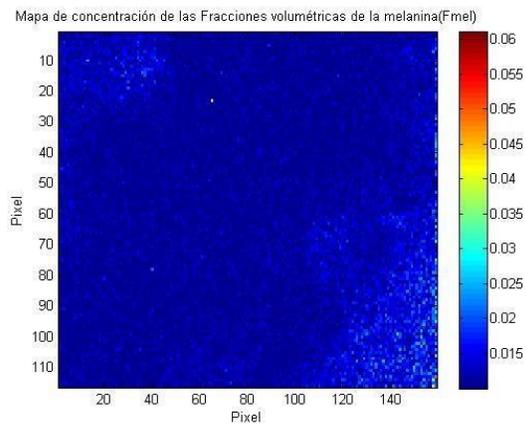
**Figura 16:** Cuantificación Fblood (AG)



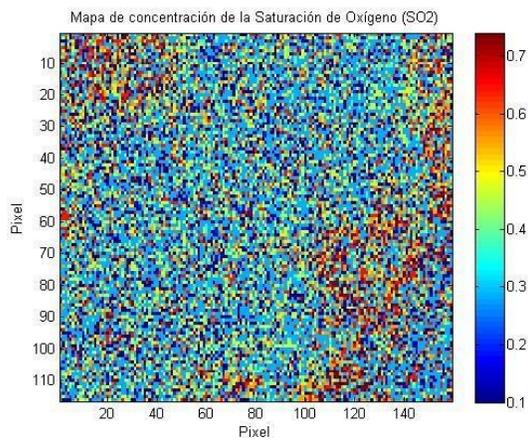
**Figura 17:** Cuantificación Fblood (RS)



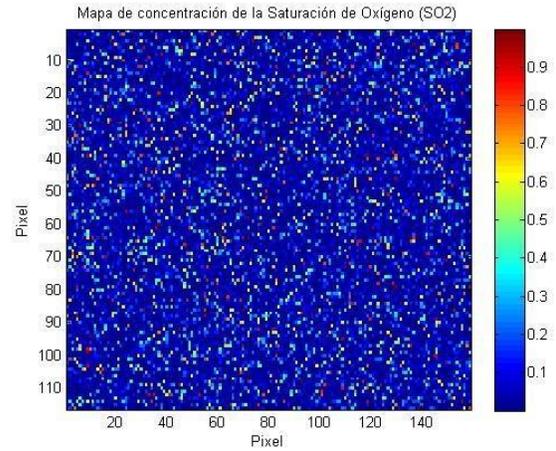
**Figura 18:** Cuantificación Fmel (AG)



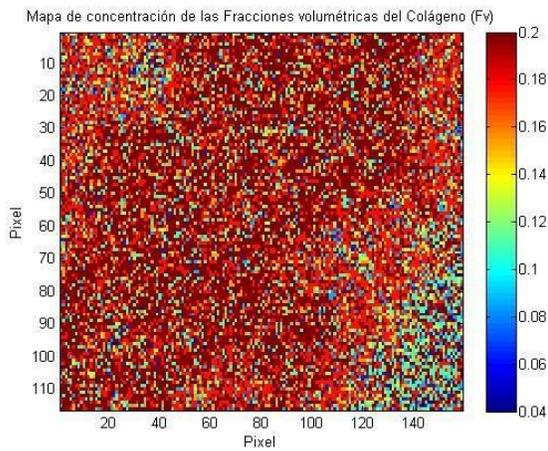
**Figura 19:** Cuantificación Fmel (RS)



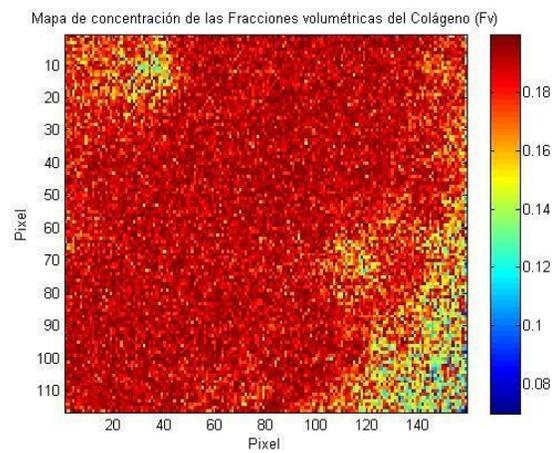
**Figura 20:** Cuantificación SO<sub>2</sub> (AG)



**Figura 21:** Cuantificación SO<sub>2</sub> (RS)

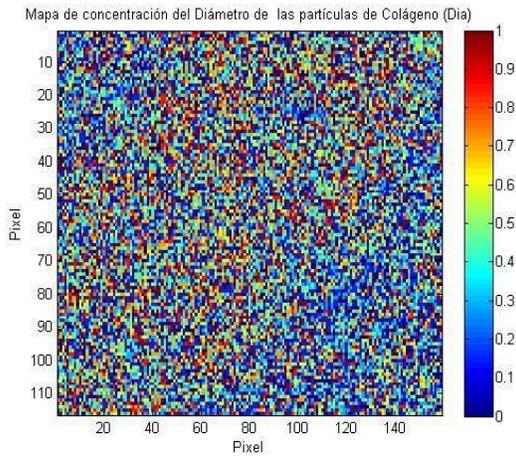


**Figura 22:** Cuantificación F<sub>v</sub> (AG)

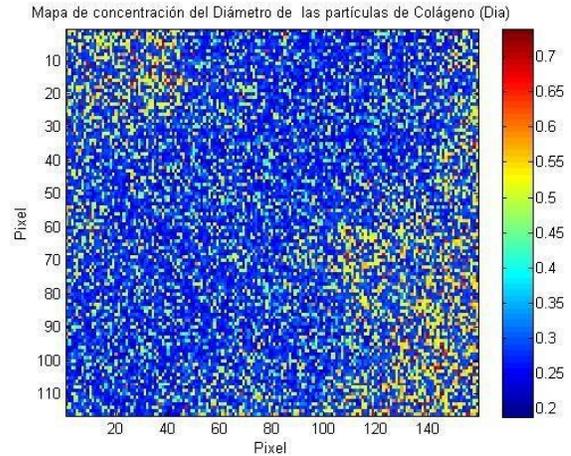


**Figura 23:** Cuantificación F<sub>v</sub> (RS)

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22



**Figura 24:** Cuantificación Dia (AG)



**Figura 25:** Cuantificación Dia (RS)

En las imágenes anteriores que representan los mapas de concentración de los componentes seleccionados, podemos observar que hay una distribución de cambio alrededor de las regiones ulceradas. Ambos algoritmos presentan cambios que deben ser estudiados en próximos alcances para comprobar con datos clínicos reales el conteo de los componentes presentes en dicha imagen diagnóstica. Sin embargo, para concluir el objetivo principal de este proyecto de grados que consiste en determinar cuál algoritmo es el más apropiado para la cuantificación de componentes biológicos en úlceras cutáneas.

Para el algoritmo AG, el número de iteraciones de procesamiento fueron de 20, por lo que el procesamiento del método que aplica dicho algoritmo tiene una serie de pasos que comprenden un tratamiento de datos que es prolongado e influye el proceso en el aumento de tiempo de ejecución de máquina.

Para el algoritmo RS, el número de iteraciones de procesamiento fueron 101, ejecutados realmente en 10 iteraciones anidadas.

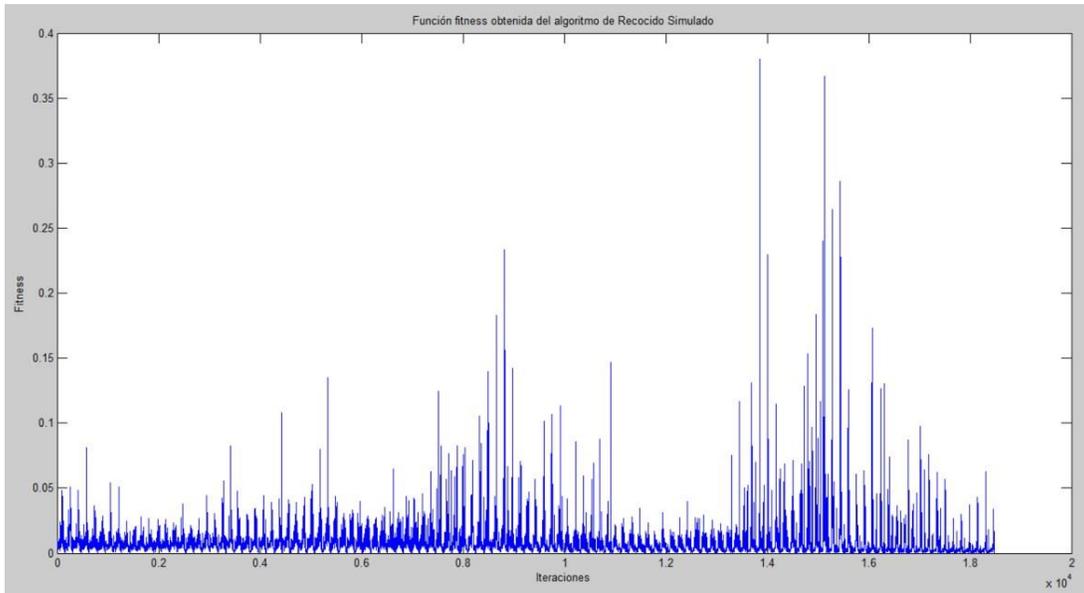
La forma que se implementó para dar respuesta a la necesidad de encontrar el algoritmo que nos permita acercarnos de manera óptima a la cuantificación de los componentes en las imágenes multi-espectrales de las úlceras analizadas es el siguiente:

Para graficar el comportamiento de la función fitness en cada algoritmo implementado, tomamos las primeras 18487 filas pertenecientes a la última columna (101) de la matriz de resultado “fitt” del algoritmo Recocido Simulado, con el fin de comparar el mismo número

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

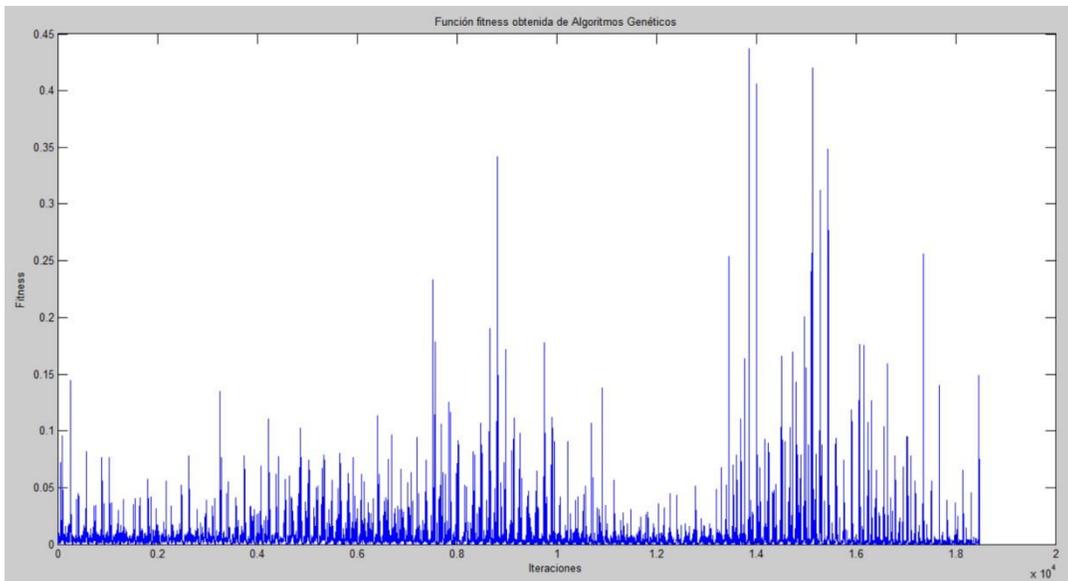
de resultados frente los valores de la matriz de resultado “fitt” del algoritmo genético y lograr de esta manera la comparación de matrices de igual tamaño.

Función fitness obtenida del algoritmo de Recocido Simulado



**Figura 26:** Grafica fitness RS

Función fitness obtenida de Algoritmos Genéticos



**Figura 27:** Grafica fitness AG

	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Para llegar a la conclusión respecto a la incógnita ¿cuál algoritmo no tradicional es mejor para el análisis de imágenes multi-espectrales?, se realizó el siguiente análisis:

1. Se separaron los valores a analizar en 2 nuevos vectores, un vector para algoritmos genéticos y otro para recocido simulado, de acuerdo a:
  - Valores analizados del algoritmo RS:  
 $RS = \text{fitt}(1:18487,101)$
  - Valores analizados del algoritmo “algoritmos genéticos”.  $AG = \text{fitt}2(:,20);$
2. Se calcula la media del grupo de valores analizados para cada algoritmo: - Media\_RS =  $\text{mean}(RS)$ ; el resultado es 0.008725582844736 - Media\_AG =  $\text{mean}(AG)$ ; el resultado es 0.006422577875984
3. Se calcula la varianza existente entre los valores analizados para realizar una conclusión final.
  - $\text{Varianza\_RS} = \text{var}(RS)$ ; el resultado es 1.817030363752928e-04  
 $= 0.0001817030363752928$
  - $\text{Varianza\_AG} = \text{var}(AG)$ ; el resultado es 2.501954166984307e-04  
 $= 0.0002501954166984307$

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

PUNTOS	VALOR DE PIXEL	ALGORITMO GENÉTICO	RECOCIDO SIMULADO	MÍNIMO AG vs RS
1	1	0.00450289	0.00900199	0.00450289
2	1000	0.00093803	0.00328784	0.00093803
3	2000	0.00515346	0.0081037	0.00515346
4	3000	0.00063447	0.00342409	0.00063447
5	4000	0.00262946	0.00769084	0.00262946
6	5000	0.00472772	0.00825657	0.00472772
7	6000	0.0123527	0.02297687	0.0123527
8	7000	0.006009	0.0100539	0.006009
9	8000	0.0710434	0.0757337	0.0710434
10	9000	0.00160425	0.00669196	0.00160425
11	10000	0.00459504	0.0026921	0.0026921
12	11000	0.00516682	0.00602538	0.00516682
13	12000	0.00164833	0.00656285	0.00164833
14	13000	0.00024929	0.00177169	0.00024929
15	14000	0.00353386	0.00740436	0.00353386
16	15000	0.07388567	0.05854004	0.05854004
17	16000	0.00039359	0.00171062	0.00039359
18	17000	0.00275019	0.00374291	0.00275019
19	18487	0.00246663	0.01272223	0.00246663

*Tabla 3. Comparativo de pixel AG vs RS*

Al realizar una comparación más exhaustiva de un mismo pixel evaluado con cada algoritmo implementado, se puede notar que el algoritmo del cual se obtiene el menor error cuadrático medio por pixel es el "algoritmo genético", 17 de 19 (los 2 campos resaltados pertenecen RS) puntos son los valores mínimos de pixel para este algoritmo. Esto significa que AG es el que nos arroja los valores más óptimos y cercanos a los valores teóricos extraídos de las imágenes multi-espectrales, por lo tanto recomendamos el uso de este, para la cuantificación de los componentes analizados de la piel afectada.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## 5. CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

---

En el desarrollo se encuentran implementados los Algoritmos “Algoritmos genéticos” y “Recocido Simulado”. El procesamiento de imágenes por medio del modelo de capas semi-infinitas, permiten cumplir con el objetivo de la cuantificación de los componentes presentes en la piel ulcerada, para contribuir al diagnóstico visual manejado por los dermatólogos con el fin de aplicar un tratamiento adecuado para esta enfermedad de una manera más oportuna.

Se analizaron los resultados de los Algoritmos Genéticos y Recocido Simulado, haciendo uso de los métodos estadísticos de media y varianza que contribuyeron en la determinación del menor error cuadrático medio por pixel del proceso en ambos algoritmos (AG y RS). Se logró evidenciar que algoritmos genéticos presenta los resultados óptimos con respecto a los valores de los datos clínicos en cada espectro de reflectancia de los componentes analizados, además, este algoritmo a pesar de tener mayor procesamiento de los datos y menor iteraciones con respecto a RS logra mantener una convergencia aceptable, manteniéndose como el algoritmo favorito.

Un modelo basado en capas semi-finitas es usado para el estudio de Imágenes Hiperespectrales de úlceras cutáneas en los humanos. Las imágenes son obtenidas por medio de un sistema de imágenes multi-espectrales llamado ASCLEPIOS. El uso de este modelo junto con un algoritmo de optimización muestran que estos enfoques son una herramienta potencial para el análisis de los componentes principales de la piel: hemoglobina, melanina, oxígeno y colágeno.

La cuantificación de los componentes biológicos seleccionados para el desarrollo de este proyecto, pueden ser considerados como indicadores del estado actual de la úlcera de piel. Para los dermatólogos, lo anterior puede ser usado como indicador para el análisis y toma de decisiones necesarias para el tratamiento adecuado a sus pacientes. Sin embargo, el trabajo presentado necesita de un mayor análisis para el estudio de los otros componentes principales subyacentes a los pigmentos de la melanina y hemoglobina.

	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

Se recomienda el uso de algoritmos genéticos como método para la cuantificación de los componentes biológicos en la piel ulcerada, por lo que en el desarrollo de este trabajo se evidencia que es el más apropiado para dicho proceso.

Se recomienda probar a fondo los algoritmos implementados en el programa, agregando una cantidad significativa de iteraciones para el procesamiento de los pixeles de cada imagen y lograr con certeza el mejor resultado ante la realidad en la cantidad presente de componentes en la piel afectada, para que de esta manera se garantice la fiabilidad de este procedimiento como inicio de la investigación que desea satisfacer la necesidad en la rama dermatológica en cuanto al verdadero diagnóstico y seguimiento de tratamiento de úlceras en la piel.

Se recomienda que a partir del resultado obtenido en el propósito de este desarrollo se agreguen más componentes de la piel como el caroteno y el agua, influyentes en la detección y clasificación correcta de una ulcera cutánea para contribuir al diagnóstico y tratamiento adecuado de esta enfermedad.

Como trabajos futuros se propone lo siguiente:

- Darle continuidad al proceso de la cuantificación de componentes biológicos presentes en una ulcera cutánea, partiendo de los resultados presentados en el proyecto en cuanto a los mapas de concentración que arroja AG en el procesamiento de las imágenes multi-espectrales.
- Implementar este método de análisis de modelo luz-tejido para otros órganos del cuerpo humano y poder contribuir con el avance tecnológico en la medicina, para satisfacer necesidades de correcto diagnóstico en enfermedades difíciles de tratar.

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

## REFERENCIAS

---

- Álava Ingenieros. (2013). ¿Qué diferencia una imagen multispectral de una hiperespectral?
- Alegre, D. V. (2012). Estructura y patología de la piel.
- Arranz, J. (2007). Algoritmos Genéticos.
- Cano, U. a. (2008). implications in some disease pathogenesis and its capacity.
- Das, R. (1998). *Determining the locations of faults in distribution systems* (University of Saskatchewan ed.). Saskatoon, Canada: Doctoral Thesis.
- DefinicionABC. (2007). Epidermis-categoría salud.
- Delgado, E. (2006). Feature selection in pathology detection using hybrid multidimensional analysis, Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- Departamento de Matemáticas. (2008). Recocido Simulado. *CSI/ITESM*.
- Galeano, J. (2012). Analysis of multispectral images of excised colon tissue samples based on genetic algorithms. In *Signal Image Technology and Internet Based Systems (SITIS), 2012 Eighth International Conference on*, pp.
- Galeano, J. (2013). Unmixing of human skin optical reflectance maps by Non-negative Matrix Factorization algorithm. *Biomed. Signal Process Control*.
- Galeano, J. (2015). Blind source separation of ex-vivo aorta tissue multispectral images.
- Galeano, J. (2015). INTELIGENCIA ARTIFICIAL 2016-1 Docente.
- Galeano, J. (2017). Light-tissue interaction model for the analysis of skin ulcer multi-spectral images.
- Jacques, S. (2013). Optical properties of biological tissues: a review. *Phys. Med. Biol*.
- Jolivot, R. (2011). Reconstruction of hyperspectral cutaneous data from an artificial neural network-based multispectral imaging system. *Comput. Med. Imaging*.
- Jolivot, R. (2013). Skin parameter map retrieval from a dedicated multispectral imaging system applied to dermatology/cosmetology.

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

López, A. M. (2015). *Úlceras Cutáneas en Pacientes Oncológicos con cuidados paliativos de soporte domiciliario*. Alcalá: Universidad de Alcalá.

Mansouri, A. (2005). Neural networks in two cascade algorithms for spectral reflectance reconstruction.

Matzler, C. (2002). MATLAB functions for Mie scattering and absorption, version 2.

meneses, A. (2016). Analiza y Fracciona Sangre Con Fines Transfunciones.

Metropolis, N. (1953). Equation of State Calculations by Fast Computing Machines.

OMLC. (2015). Optical Properties Spectra.

Onmeda, R. (2012). Revisión médica: Dra. María Isabel Pescador.

Sons, J. W. (2009). *Engineering optimization:theory and practice*.

Tuchin, V. (2007). light scattering methods and instruments for medical diagnosis.SPIEInternational Society for Optical Engineering,.

UdDin, S. (2015). Noninvasive device readouts validated by immunohistochemical analysis enable objective quantitative assessment of acute wound healing in human skin. *Wound Repair and Regen*.

Yudovsky, D. L. (2010). Rapid and accurate estimation of blood saturation, melanin content, and epidermis thickness from spectral diffuse reflectance.

Zonios, G. (2006). Modeling diffuse reflectance from semi-infinite turbid media:application to the study of skin optical properties.

 Institución Universitaria	INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

APÉNDICE

---

 Institución Universitaria	<b>INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO</b>	Código	FDE 089
		Versión	03
		Fecha	2015-01-22

FIRMA ESTUDIANTES

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

FIRMA ASESOR

\_\_\_\_\_

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_

FIRMA COMITÉ TRABAJO DE GRADO DE LA FACULTAD \_\_\_\_\_

RECHAZADO \_\_\_\_      ACEPTADO \_\_\_\_      ACEPTADO CON MODIFICACIONES \_\_\_\_

ACTA NO. \_\_\_\_\_

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_

FIRMA CONSEJO DE FACULTAD \_\_\_\_\_

ACTA NO. \_\_\_\_\_

FECHA ENTREGA: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_