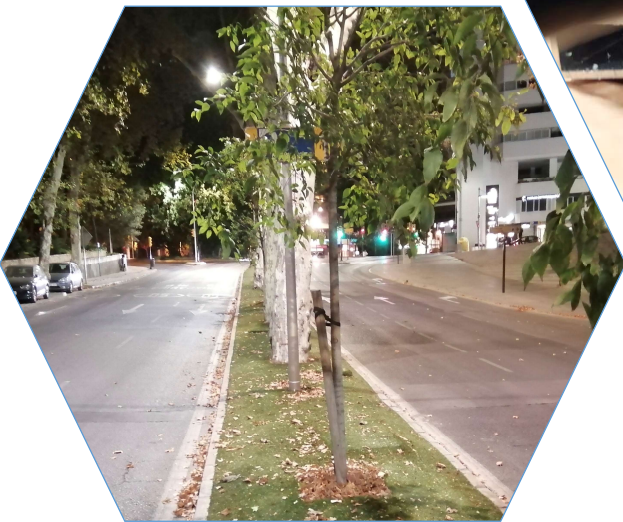
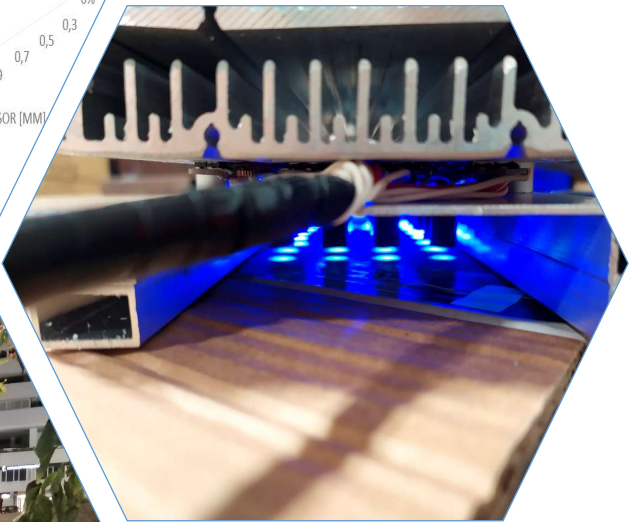
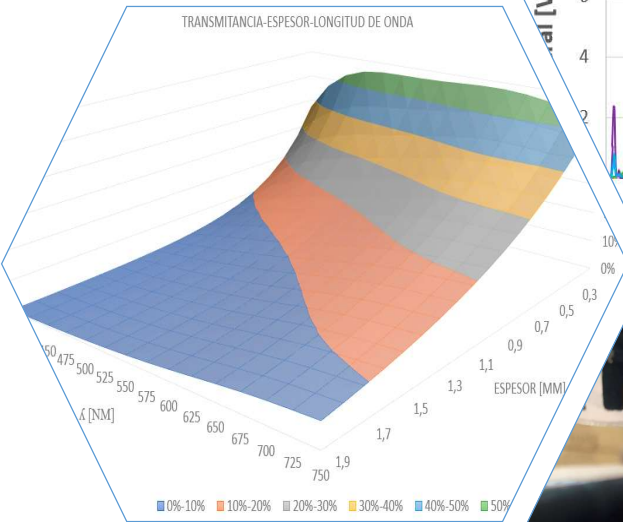
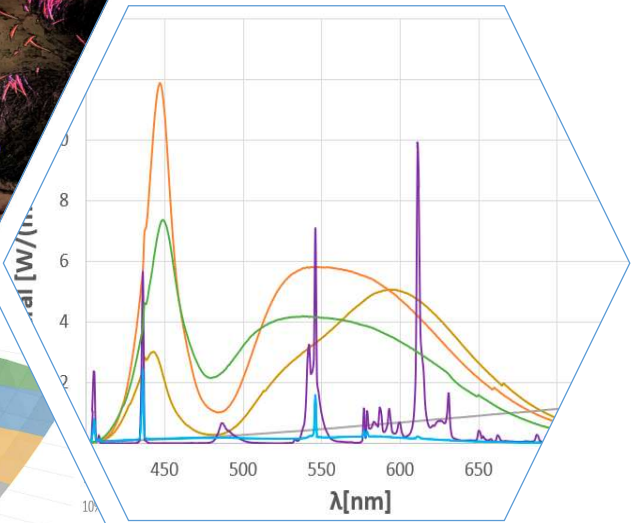




UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

DEPARTAMENTO DE EXPRESIÓN GRÁFICA DISEÑO Y PROYECTOS. ÁREA DE PROYECTOS DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE DOCTORADO INGENIERÍA MECÁNICA & EFICIENCIA ENERGÉTICA



Autor: D. Enrique Navarrete de Gálvez
Directores:
Dr. D. José Aguilera Arjona
Dr. D. Alfonso Gago Calderón

LUMINOTECNIA. ESPECTROS DE EMISIÓN.
INFLUENCIA EN LA BIOLOGÍA HUMANA.


Málaga 2021





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Enrique Navarrete de Gálvez

 <https://orcid.org/0000-0002-0938-5643>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Escuela de Ingenierías Industriales
Dpto. Expresión Gráfica Diseño y Proyectos
Área de Proyectos de Ingeniería

PROGRAMA DE DOCTORADO

INGENIERÍA MECÁNICA & EFICIENCIA ENERGÉTICA



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

TESIS DOCTORAL

Luminotecnia.

**Espectros de emisión. Influencia en
la biología humana.**

Lighting technology.

Emission spectra. Influence on human biology.

DOCTORANDO

D. Enrique Navarrete de Gálvez

Tutor de la Tesis:

Dr. D. Francisco Ignacio Martín Moreno

DIRIGIDA POR

Dr. D. José Aguilera Arjona

Dr. D. Alfonso Gago Calderón

Málaga, mayo de 2021



Tesis Doctoral

Presentada por:

Enrique Navarrete de Gálvez

Dirigida por:

Dr. José Aguilera Arjona

Dr. Alfonso Gago Calderón

Para obtener el título de Doctor dentro
del Programa de Doctorado de Ingeniería
Mecánica & Eficiencia Energética de la
Universidad de Málaga

Málaga, mayo de 2021



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR

D./Dña ENRIQUE NAVARRETE DE GÁLVEZ

Estudiante del programa de doctorado INGENIERÍA MECÁNICA Y EFICIENCIA ENERGÉTICA de la Universidad de Málaga, autor/a de la tesis, presentada para la obtención del título de doctor por la Universidad de Málaga, titulada: LUMINOTECNIA. ESPECTROS DE EMISIÓN. INFLUENCIA EN LA BIOLOGÍA HUMANA.

Realizada bajo la tutorización de DR. D. FRANCISCO IGNACIO MARTÍN MORENO y dirección de DR. D. JOSÉ AGUILERA ARJONA Y DR. D. ALFONSO GAGO CALDERÓN (si tuviera varios directores deberá hacer constar el nombre de todos)

DECLARO QUE:

La tesis presentada es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, conforme al ordenamiento jurídico vigente (Real Decreto Legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo.

Igualmente asumo, ante a la Universidad de Málaga y ante cualquier otra instancia, la responsabilidad que pudiera derivarse en caso de plagio de contenidos en la tesis presentada, conforme al ordenamiento jurídico vigente.

En Málaga, a 30 de ABRIL de 2021

Fdo.: ENRIQUE NAVARRETE DE GÁLVEZ





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Dr. D. Francisco Ignacio Martín Moreno, Catedrático de Escuela Universitaria del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Málaga,

INFORMA:

Que ha venido tutorizando la Tesis Doctoral "*Luminotecnica. Espectros de emisión. Influencia en la biología humana*", realizada por D. Enrique Navarrete de Gálvez. Finalizada la investigación y conforme prescribe la ley, AUTORIZA la presentación de la Tesis referenciada por considerar que reúne todos los requisitos formales y científicos para obtener el interesado el título de Doctor por la Universidad de Málaga.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, firma el presente informe en Málaga a 30 de abril de 2021.

Francisco
Ignacio Martín
Moreno

Firmado digitalmente
por Francisco Ignacio
Martín Moreno
Fecha: 2021.04.30
10:37:34 +02'00'

Fdo.:

Dr. D. Francisco Ignacio Martín Moreno





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Dr. D. José Aguilera Arjona, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina y Dermatología, Área de Dermatología de la Universidad de Málaga y el Dr. D. Alfonso Gago Calderón, Profesor Ayudante Doctor del Departamento de Expresión Gráfica Diseño y Proyectos, Área de Proyectos de Ingeniería de la Universidad de Málaga,

INFORMAN:

Que han venido dirigiendo la Tesis Doctoral "*Luminotecnia. Espectros de emisión. Influencia en la biología humana*", realizada por D. Enrique Navarrete de Gálvez. Finalizada la investigación y conforme prescribe la ley, AUTORIZAN la presentación de la Tesis referenciada por considerar que reúne todos los requisitos formales y científicos para obtener el interesado el título de Doctor por la Universidad de Málaga.

Que las publicaciones que AVALAN esta Tesis Doctoral han sido desarrolladas como parte de la investigación que en ella se desarrollan y no han sido utilizadas en tesis anteriores.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, firman el presente informe en Málaga a 30 de abril de 2021.

Fdo.:

Dr. D. José Aguilera Arjona

Dr. D. Alfonso Gago Calderón





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

A Almu, Pepín, Alejo...



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



Agradecimientos

Gracias al Dr. José Ramón de Andrés Díaz por su ayuda, confianza, por acordarse de mí y brindarme la oportunidad de estar hoy aquí.

Gracias a mis directores de tesis el Dr. José Aguilera Arjona y el Dr. Alfonso Gago Calderón por el esfuerzo invertido en la supervisión y seguimiento de este trabajo, sus inestimables consejos y permanente apoyo.

Gracias a la Dra. María Victoria de Gálvez Aranda y resto de miembros del equipo de investigadores del Laboratorio de Fotobiología Dermatológica del Centro de Investigaciones Médico Sanitarias de la Universidad de Málaga por aceptarme como uno más, y permitirme realizar parte de mi investigación en sus instalaciones.

Gracias a mis compañeros y amigos del Departamento de Expresión Gráfica Diseño y Proyectos por su ayuda, compañía y por hacer de este trabajo una experiencia positiva y de crecimiento personal.

Gracias a los revisores expertos de las publicaciones que respaldan esta tesis doctoral por sus correcciones que sin duda han mejorado el trabajo presentado.

Gracias a mi tía Mariló por su entrega generosa en todo sentido. Eres de las mejores personas que conozco en este mundo.

Gracias a mis padres por hacer de mi la persona que soy hoy. Me conformo con llegar en la carrera de padre a ser la mitad de lo que vosotros sois para mí.

Gracias a mi hermana por su compañía desde el inicio hasta hoy, el pilar inquebrantable.



Gracias a mi familia.

Gracias Almudena, gracias por todo, esta tesis es nuestra, tuya y mía. Y como dice la canción: *"que las palabras se quedan cortas para decir todo lo que siento"*.

Gracias Pepín y Alejo, sin saberlo erais la energía vital que me cargaba cada día.

Y para terminar no puedo olvidar dar gracias a Dios, por poner en mi vida a toda esta gente, por acompañarme siempre, jamás me sentí solo Padre del Cielo, gracias por hacerme feliz en todo lo que hacía, no permitas que nunca me aleje de ti.





Resumen

Lo que conocemos como luz o espectro visible, es la parte de radiación electromagnética emitida en el rango de los 380 - 760 nm. Es sabido de la importancia de la luz del sol para la vida animal y vegetal. Pero el efecto que esta radiación tiene sobre los seres vivos es muy diversa, no es sólo beneficio, también existen efectos negativos. En el caso de los seres humanos la luz regula los ciclos de descanso y vigilia, influye en los estados de ánimo, favorece la síntesis de vitamina D, estimula el funcionamiento del sistema inmune..., pero también es causa de cáncer, fotoenvejecimiento...

La luz radiada por distintos emisores es en general distinta, si bien, a veces puede parecer igual, no lo es. La composición de la luz emitida por una fuente queda plasmada en su espectro de emisión, donde se registran colores radiados y cantidad. El equipo que mide el espectro de una luz es el espectrorradiómetro.

La influencia que una luz tiene sobre un ser vivo va a ser función de su espectro, que nos viene a indicar la energía con la que el emisor irradia su objetivo por longitud de onda.

La respuesta de los distintos tejidos de un organismo vivo a la luz es distinta en función de su composición. En ocasiones las longitudes de onda más efectivas para producir un efecto biológico serán unas, y en otros casos otras distintas. Por lo general, para determinar la contribución efectiva de una radiación a un efecto biológico





concreto, transformamos dicha radiación por medio de una función de paso o convolución a radiación efectiva. La función de paso se obtiene por experimentación y es distinta para cada efecto biológico estudiado.

El presente trabajo se centra en analizar algunos de los efectos que la luz tiene sobre distintas partes de nuestro cuerpo, y a la vista de los resultados sacar conclusiones de interés general, y proponer en aquellos casos que proceda, mejoras, alternativas, dispositivos, correcciones... que favorezcan un uso beneficioso de la misma.

Los efectos concretos analizados son la transmitancia de la uña a las distintas longitudes de onda de la luz, la influencia de las fuentes de luz artificial en la melanogénesis y equilibrio oxidativo de nuestra piel, y el efecto que la composición de una luz tiene en nuestra visión.

En todos los casos el factor determinante fue el espectro de emisión de la fuente.

Los resultados alcanzados en cada caso contribuyen en los campos de la medicina y la ingeniería. Se detectan ineficiencias en tratamientos TFD de lesiones localizadas en las uñas y bajo éstas, mejorables por corrección de dosis y desarrollo de equipos para TFD más adecuados. Se detecta el sol como fuente controlante en lo que a pigmentación se refiere frente a otro tipo de fuentes artificiales. Se detecta la posibilidad de una mejora en el diseño de instalaciones de alumbrado público por corrección de flujos de luminaria fotópicas proporcionados por los fabricantes, a flujos efectivos por consideración de visión mesópica.

Esta tesis se ha llevado a cabo atendiendo a las exigencias del Reglamento de los Estudios de Doctorado de la Universidad de Málaga.



Abstract

What we know as light or visible spectrum, is the part of electromagnetic radiation emitted in the range of 380 - 760 nm. The importance of sunlight for plant and animal life is known. But the effect that this radiation has on living beings is very diverse, it is not only beneficial, there are also negative effects. In the case of human beings, light regulates the cycles of rest and wakefulness, influences moods, favors the synthesis of vitamin D, stimulates the functioning of the immune system ..., but it is also a cause of cancer, photoaging

The light radiated by different emitters is generally different, although sometimes it may appear the same, it is not. The composition of the light emitted by a source is reflected in its emission spectrum, where radiated colors and quantity are recorded. The equipment that measures the spectrum of a light is the spectroradiometer.

The influence that a light has on a living being will be a function of its spectrum, which indicates the energy with which the emitter radiates its target per wavelength.

The response of the different tissues of a living organism to light differs depending on their composition. Sometimes the most effective wavelengths to produce a biological effect will be some, and in other cases





different ones. In general, to determine the effective contribution of a radiation to a specific biological effect, we transform that radiation by means of a step or convolution function to effective radiation. The step function is obtained by experimentation and is different for each biological effect studied.

This work focuses on analyzing some of the effects that light has on different parts of our body, and in view of the results draw conclusions of general interest, and propose, in those cases that proceed, improvements, alternatives, devices, corrections ... that favor a beneficial use of it.

The specific effects analyzed are the transmittance of the nail at different wavelengths of light, the influence of artificial light sources on the melanogenesis and oxidative balance of our skin, and the effect that the composition of a light has in our vision.

In all cases the determining factor was the emission spectrum of the source.

The results achieved in each case contribute to the fields of medicine and engineering. Inefficiencies have been detected in PDT treatments of localized lesions on the nails and under them, which can be improved by dose correction and the development of more appropriate PDT equipment. The sun is detected as a controlling source in terms of pigmentation compared to other types of artificial sources. The possibility of an improvement in the design of public lighting installations by correcting photopic luminaire fluxes provided by manufacturers to effective fluxes by consideration of mesopic vision is detected.

This thesis has been carried out in compliance with the requirements of the Regulations for Doctoral Studies at the University of Malaga.





ÍNDICE

Resumen	IX
Abstract	XI
Índice de figuras	XV
Índice de tablas	XVIII
Índice de fórmulas	XIX
Capítulo 1. Presentación	1
1.1. Introducción	2
1.2. Motivación	3
1.3. Planteamiento y determinación del problema a investigar	3
1.4. Objetivo de la tesis	6
1.5. La luz y sus efectos en la biología humana	7
Capítulo 2. Influencia del espectro de emisión de las fuentes de iluminación en la visión y consecuencias	9
2.1. Introducción al tema de estudio	10
2.2. Estado del arte	10
2.3. Metodología	12
2.4. Resultados	21
2.5. Discusión	27
2.6. Conclusión	30
Capítulo 3. Fuentes de luz artificial influencia en la melanogénesis y el equilibrio oxidativo de nuestra piel	32
3.1. Introducción al tema de estudio	33
3.2. Estado del arte	33
3.3. Metodología	36
3.4. Resultados	41
3.5. Discusión	46
3.6. Conclusión	50
3.7. Propuesta dispositivo LED azules	51
Capítulo 4. Transmitancia de la uña. Terapia fotodinámica	52
4.1. Introducción al tema de estudio	53
4.2. Estado del arte	53
4.3. Metodología	57
4.4. Resultados	60

4.5.Discusión	65
4.6.Conclusión	69
4.7.Propuesta de dispositivo LED para TFD	69
4.7.1.Análisis previos al diseño	70
4.7.2.Ensamblado y caracterización del dispositivo	74
4.7.3.Prototipo resultante, parámetros característicos, compatibilidad con fotosensibilizantes	75
4.7.4.Discusión de prototipo	78
4.7.5.Consideraciones finales y resultado de un ensayo piloto	80
Capítulo 5.Conclusión, material de respaldo y referencias	82
5.1.Conclusiones generales	83
5.2.Material de respaldo de la tesis	87
5.3.Futuros trabajos	89
5.4.Referencias	90



ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.1	Espectro de sensibilidad normalizada media frente a la longitud de onda para las cuatro clases de fotorreceptores encargados de la visión Conos S, M, L y Bastones.	11
Fig.2	Curvas de eficacia y eficiencia luminosa fotópica y escotópica.	11
Fig.3	Espectros de emisión promedio obtenidos de las luminarias objeto de estudio, a) LED blanco cálido, b) LED blanco frío, c) LED blanco neutro y d) HPS.	13
Fig.4	Esquema tipo vial objeto de estudio.	14
Fig.5	Ecuación de variación del coeficiente m_2 en función de la luminancia fotópica, para valores de S/P constantes.	16
Fig.6	Ecuación de variación del coeficiente "a" en función de la ratio S/P.	17
Fig.7	Ecuación de variación del coeficiente "b" en función de la ratio S/P.	17
Fig.8	Superficie regresión $m_2 f(S/P;L.Fotópica[cd/m^2])$.	18
Fig.9	[Izquierda] Matriz de puntos analizados [Derecha] valores de los diferentes parámetros considerados en la simulación (editor de vías Dialux).	20
Fig.10	Diagrama de flujo conceptual de la metodología de estudio planteada.	21
Fig.11	Metodología de recolección de datos en campo para obtener valores promedios (el valor del parámetro medido resultará de la media aritmética de los valores en todos los puntos).	21
Fig.12	Curvas de eficacia y eficiencia luminosa fotópica, escotópica y mesópica para el LED Blanco Neutro.	22
Fig.13	Luminarias VSAP: a) Región factible o de cumplimiento normativo de instalación. Relación flujo luminoso de la luminaria e interdistancia entre báculos. b) Relación flujo luminoso de la luminaria con cociente interdistancia báculos / altura punto luz (en líneas de contorno óptimas). c) Relación flujo luminoso de la luminaria con variación (%) del ratio de requerimientos energéticos de la instalación utilizando luminancia mesópica en lugar de la fotópica inicial en la recta Pole Distance[m]= 0.0063×L[lm] + 1.95.	25
Fig.14	Luminarias LED neutro: a) Región factible o de cumplimiento normativo de instalación. Relación flujo luminoso de la luminaria e interdistancia entre báculos. b) Relación flujo luminoso de la luminaria con cociente interdistancia báculos / altura punto luz (en líneas de contorno óptimas). c) Relación flujo luminoso de la luminaria con variación (%) del ratio de requerimientos energéticos de la instalación	26





	utilizando luminancia mesópica en lugar de la fotópica inicial en la recta Pole Distance[m]= 0.01115×L[lm] + 4.08.	
Fig.15	Carretera de doble calzada con el mismo asfalto en remate, iluminada con diferentes fuentes de luz para cada lado de la calle. "Paseo de los Curas" (Málaga, España) - Impresión visual basada en el CCT [4.000K izquierda y 3.000K derecha] para valores iguales de Em y CRI.	28
Fig.16	Esquema espectro solar nivel del mar, clasificación radiación y efectos.	34
Fig.17	Caracterización espectro emisión LED 3000K.	37
Fig.18	Medida irradiancia biológica LED 3000K a 150cm.	38
Fig.19	Comparativo espectro de acción pigmentación permanente Maeda et al vs Chardon et al.	39
Fig.20	Curvas de regresión ponderadas para determinar radiación efectiva a partir de radiación real medida. A) pigmentación persistente (rango 320-500 nm), B) pigmentación inmediata (rango 360-470 nm) y C), generación de estrés oxidativo (rango 320-620 nm).	40
Fig.21	Espectros de emisión de las fuentes de luz analizadas. [Arriba Izquierda] irradiancia espectral del sol el 2 de julio de 2019 de 9:00 a 15:00. [Arriba Derecha] irradiancia espectral de luminarias. [Abajo Izquierda] irradiancia espectral de teléfonos celulares y tabletas. [Abajo Derecha] irradiancia espectral de monitores y TV.	41
Fig.22	Irradiancia Espectral LED 415 ± 5 nm vs Irradiancia Efectiva PPD.	45
Fig.23	Irradiancia Espectral Relativa Fuente 340 nm vs Irradiancia Efectiva IPD.	46
Fig.24	Prototipo luminaria UVA - violeta - azules para estudios de investigación.	51
Fig.25	Espectro de emisión de la Protoporfirina IX (PpIX) en unidades relativas frente a la longitud de onda. Representación de Banda de Soret y Bandas Q.	55
Fig.26	Diagrama simplificado de estado para la energía de Jablonski.	55
Fig.27	Imagen del proceso de medida de la transmitancia de la uña.	58
Fig.28	Imagen del proceso de medida de la uña. (izquierda) uña de muestra completa; (centro) corte de tiras en lúnula y en hiponiquio; (derecha) imagen al microscopio de la tira correspondiente al hiponiquio indicados los tres puntos en que se mide.	59
Fig.29	Microscopio digital 10-200x de aumentos y resolución VGA 640x480 (Dino-Lite AM3113T).	59
Fig.30	Transmitancia espectral para el rango de longitudes de onda entre los 400 y 750 nm, correspondiente a la muestra analizada de 18 uñas y referencia al aire.	61





Fig.31	Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el violeta de longitud de onda 409nm.	61
Fig.32	Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el verde de longitud de onda 509nm.	62
Fig.33	Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el rojo de longitud de onda 634nm.	62
Fig.34	Ecuación tipo de variación de la transmitancia de la uña en función de su espesor, para valores de λ constantes.	63
Fig.35	Ecuación variación coeficiente "a" en función de λ .	63
Fig.36	Ecuación variación coeficiente "b" en función de λ .	64
Fig.37	Superficie de regresión transmitancia / longitud de onda / espesor uña.	64
Fig.38	Diseño equipo. 1.-Tornillo ensamblaje cuerpo - pieza aluminio de triple brazo. 2.-Arandela cierre cuerpo. 3.-Brazo material plástico aislante. 4.-Tuerca posicionamiento pieza aluminio triple brazo. 5.-Tuerca autoblocante fijación ensamblaje. 6.-Pieza aluminio triple brazo disposición de matrices LED. 7.-Placa PCB para disposición de diodos LED alta potencia. 8.-Diodo LED alta potencia 522 nm. 9.-Diodo LED alta potencia 404 nm. 10.-Diodo LED alta potencia 632 nm. 11.-Lente concentradora 20°. 12.-Caja aislada disposición de drivers. 13.-Driver matriz LED 404 nm - 12W. 14.-Driver matriz LED 522 nm y 632 nm - 8W. 15.-Botonera encendido/apagado matriz LED. 16.-Cableado alimentación CC matriz LED. 17.-Cableado alimentación CA tensión monofásica red (230V - 50Hz). 18.-Clavija conexión red baja tensión.	73
Fig.39	Izda.- Diodo LED 405 nm. Fuente doble PROMAX FAC-662B (4 V & 0.35 A). Esfera integradora Ulbricht conectada a doble monocromador MACAM SR-2271. Dcha.- Luminaria. Esfera integradora Ulbricht.	75
Fig.40	Prototipo ensamblado.	76
Fig.41	Caracterización diodos LED montados en prototipo. A) Irradiancia relativa LED 632 nm; B) Irradiancia relativa LED 404 nm; C) Irradiancia relativa LED 522 nm; D) Irradiancia absoluta prototipo ensamblado tres matrices (404 - 522 - 632 nm) activas.	76
Fig.42	Compatibilidad fuente - fotosensibilizador. Espectros de emisión fuente línea discontinua vs espectro de absorción fotosensibilizador línea continua. A) Clorina; B) Bacterioclorina; C) Porfirina; D) Azul de metileno [31.2 $\mu\text{mol/L}$]; E) Rosa de bengala [25 $\mu\text{mol/L}$].	77
Fig.43	Tratamiento queratosis actínica con prototipo.	81



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Valores tabulados del coeficiente m_2 para obtención de la luminancia mesópica (L_{mes}) por el sistema MES2 recomendado por la CIE a partir de la ratio S/P y la luminancia fotópica (cd/m^2) de la vía.	15
Tabla 2.	Resultado de los coeficientes "a" y "b" asociados a cada función de ajuste obtenida para los distintos valores S/P tabulados.	16
Tabla 3.	Valores de la ratio M/P pertenecientes a las distintas fuentes de luz tipo estudiadas, para un valor de luminancia de Vial ME6.	22
Tabla 4.	Requerimientos energéticos [W/m^2] en función de la luminancia en caso de considerar visión mesópica o considerar visión fotópica; [Izquierda] Vapor de sodio de alta presión; [Derecha] LED Neutro.	23
Tabla 5.	Relación interdistancia entre báculos y altura en función de la luminancia; [Izquierda] Vapor de sodio de alta presión; [Derecha] LED Neutro.	24
Tabla 6.	Irradiancia real (no ponderada) para monitores a una distancia de 60 cm, bombillas a una distancia de 150 cm (iluminación de oficina 500 lux), móviles a una distancia de 20 cm, y sol a una distancia de 50 m sobre el nivel del mar. Distribución porcentual de luz UVA, azul, verde y roja.	42
Tabla 7.	Irradiancias efectivas totales para PPD, IPD y estrés oxidativo. Tiempos necesarios para alcanzar las dosis de PPD e IPD. Cantidad de radicales libres producidos en los tiempos necesarios para inducir PPD e IPD.	44
Tabla 8.	Resultado de los coeficientes "a" y "b" asociados a cada función de ajuste obtenida para los distintos valores λ tabulados.	63
Tabla 9.	Propuestas y observaciones para tratamiento TFD de queratosis actínica, enfermedad de Bowen, carcinoma de células base y onicomycosis (usando prototipo propuesto).	79



ÍNDICE DE FÓRMULAS

Fórmula 1.	Funciones para determinar curva de eficiencia mesópica.	14
Fórmula 2.	Función de superficie calculo m_2 (MES-2).	17
Fórmula 3.	Función para determinar la relación S/P de una luminaria.	18
Fórmula 4.	Función para determinar la relación M/P de una luminaria en función de K_m .	19
Fórmula 5.	Función para estimación del valor de K_m .	19
Fórmula 6.	Función para estimación de dosis efectiva en producción de PPD.	47
Fórmula 7.	Función para estimación de dosis efectiva en producción de IPD.	49
Fórmula 8.	Función de superficie calculo transmitancia de uña en función de λ y espesor de uña.	64



CAPÍTULO 1

PRESENTACIÓN



1.1. INTRODUCCIÓN

En este primer capítulo de presentación, trataremos de justificar la elección de las líneas de investigación seguidas para la elaboración del documento que se presenta como Tesis con la que optar al título de Doctor por la Universidad de Málaga.

También hacemos uso de la introducción para determinar el objeto de la misma y dar una breve introducción de las interacciones luz-personas.

1.2. MOTIVACIÓN

Es por todos conocida la importancia que la luz tiene para la vida. Su influencia es patente en el amplio campo de aplicaciones en los que actualmente se utiliza, entre las que podemos citar medicina, iluminación, telecomunicación, informática, agricultura, ganadería... Esta diversidad es origen de numerosas líneas de investigación, que en ocasiones comparten interfaces comunes.

La aparición de la tecnología LED supuso un salto cualitativo y cuantitativo en todas estas aplicaciones. Sin embargo, y a pesar de que a veces nos pueda parecer que la luz blanca es la misma, no es así. La luz que emite un dispositivo depende en gran medida de la tecnología usada para su generación, y la influencia que ésta tiene en los seres vivos depende en gran medida de este hecho.

Esta circunstancia, hace necesario un análisis profundo de la influencia que las luces radiadas por este tipo de fuentes (LED) pueden tener en nosotros, y si podemos usar esta característica a nuestro favor para mejorar algunas de las aplicaciones existentes.

El potencial de la cuestión planteada, unida al hecho de que entre las líneas de trabajo que interesan al equipo de investigadores del Área de Proyectos perteneciente al Departamento de Expresión Gráfica Diseño y Proyectos de la Universidad de Málaga, encontramos los que hacen referencia a la eficiencia energética y la luminotecnia, fueron motivos suficientes para estudiar





en profundidad estos aspectos y tratar de llegar a conclusiones de interés general al respecto.

1.3. PLANTEAMIENTO Y DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA A INVESTIGAR

La iluminación de viales con fuentes LED se dispone como punto de partida de nuestro estudio.

Si bien, desde el 1990, hasta el 2010 fueron las luminarias de VSAP las más instaladas para proveer de iluminación a nuestros viales, a partir de entonces fueron las luminarias LED las que toman el relevo, siendo actualmente la tecnología dominante. Entre las razones de este hecho encontramos los mayores tiempos de vida de estas fuentes, mayor fiabilidad de funcionamiento, menores tiempos de respuesta, más completo espectro de emisión, mejores factores de utilización, menor necesidad de mantenimiento y mejores eficiencias.

Nosotros nos centramos inicialmente en analizar como influía el espectro de la iluminación LED en nuestra percepción visual, en comparación a como lo hacía el espectro perteneciente a las luminarias de VSAP previamente instaladas. El alumbrado público se desarrolla en un rango de luminancias que suele estar entre las 0.1 a 3 cd/m². En estas condiciones la percepción visual queda en manos de los dos tipos de fotorreceptores encargados de la visión que encontramos en la retina, conos y bastones. A este tipo de visión se la conoce como visión mesópica. Para estudiar la visión mesópica corregimos los valores de flujo fotópico proporcionado por el fabricante a flujo mesópico en función del espectro de la fuente y la luminancia del vial. Simulamos el vial objeto de estudio con las luminarias en un primer lugar sin flujo corregido y posteriormente con flujo corregido y por contraste de resultados pudimos obtener conclusiones interesantes al respecto que dejaban de manifiesto una mejor respuesta visual a las fuentes LED.

Las fuentes LED se caracterizan por un patrón de radiación cuya morfología se asemeja a una campana de Gauss con un pico en el rango de los azules, lo cual supone un





incremento de radiación en esta franja de longitudes de onda. Este hecho contribuyó a mejores flujos mesópicos, sin embargo, si bien, este incremento de luz azul supuso una ventaja visual, pudiera suponer algún riesgo asociado a los efectos de la luz azul no relacionados con el proceso de visión, entre los que podemos encontrar la cronodisrupción o alteración de ritmos biológicos, daños oculares, alteraciones en pigmentación y aumento en la generación de especies reactivas del oxígeno...

Atendiendo a las circunstancias anteriormente indicadas, y considerando que nuestros nuevos hábitos de vida han supuesto un incremento a la exposición de luz azul, iluminación exterior LED, también la interior, móviles, tabletas, pantallas de televisión, monitores..., y particularmente en un año con largos confinamientos domiciliarios, decidimos estudiar si esta tecnología LED, a consecuencia de sus emisiones de luz azul, podía suponer un riesgo para nuestra piel y su equilibrio oxidativo.

Para desarrollar esta parte de nuestro estudio nos desplazamos a las instalaciones del Centro de Investigaciones Médico Sanitarias de la Universidad de Málaga donde contactamos con el equipo de investigadores del Laboratorio de Fotobiología Dermatológica para solicitar el uso de sus instalaciones, equipos y colaboración en la investigación.

En este caso realizamos la medida de los espectros de emisión de un amplio número de dispositivos a los que nos vemos expuestos diariamente, móviles, pantallas de televisión, monitores, tabletas y luminarias de interior.

Igual que para el caso de la visión mesópica, fue necesario transformar los valores de radiación absolutos obtenidos por medición, en valores efectivos, para ellos usamos unas funciones de paso, distintas para los distintos efectos analizados. Con los valores de radiación efectivos y los tiempos de exposición pudimos determinar las dosis efectivas a las que nos vemos expuestos. En este caso pudimos comprobar que la fuente controlante para la producción de una lesión en pigmentación y estrés oxidativo era el sol, no existiendo riesgo para estos





efectos por causa de la radiación LED de los dispositivos analizados.

En este punto de la investigación, el equipo del Laboratorio de Fotobiología Dermatológica, atendiendo a nuestros análisis previos de los LED y su radiación en el rango de los azules nos solicitó el desarrollo de una fuente LED para tratamiento de lesiones por hongos en la uña o bajo esta con idea de aprovechar su radiación en dicho rango dada su efectividad en el tratamiento.

Siendo conscientes de que la tecnología LED actual nos permite el desarrollo de fuentes con espectros de emisión a la carta, utilizando filtros de conversión de fotones, que permiten el desarrollo de diodos de alta potencia con espectros próximos a monocromáticos (con anchos de banda espectral de entre 15 - 20 nm), iniciamos el diseño, pero en las primeras fases del mismo, nos dimos cuenta de la necesidad de determinar la transmitancia de la uña, para poder seleccionar adecuadamente la irradiancia del equipo, fundamentalmente el número de diodos. El estudio de la transmitancia de la uña y los tratamientos de lesiones por hongos nos llevó finalmente al desarrollo de un dispositivo para tratamientos TFD más ajustado a las necesidades de tratamiento que el solicitado inicialmente.

En todo caso nuestro estudio sigue una línea de trabajo donde cada estudio se conecta con su predecesor de forma natural, y en la que siempre encontramos como factor determinante el espectro de emisión de la fuente de luz, un espectro que se transforma de valores absolutos a valores efectivos por aplicación de una función de paso, que es función a su vez del efecto analizado. Con dichos valores efectivos y atendiendo a referencias previamente publicadas (dosis, valores umbral, etc.) podremos prever la influencia en el individuo que la recibe.

Los resultados obtenidos fruto de la investigación desarrollada, que ha requerido experimentación, simulaciones, desarrollo de prototipos, toma de datos en campo y laboratorio, ensayos..., presentan conclusiones de interés general, para el campo de la medicina y de la





ingeniería. Consideramos que la contribución desarrollada podrá ser de utilidad a investigadores y científicos.

En los siguientes capítulos se presenta el análisis pormenorizado del estudio.

1.4. OBJETIVO DE LA TESIS

El objetivo de esta tesis se ha centrado en analizar la interacción de la luz con tres partes del cuerpo humano y plantear propuestas asociadas a cada estudio en base a los resultados obtenidos en cada caso.

En el segundo capítulo se estudia la influencia de la fuente de luz utilizada en el alumbrado nocturno de viales en el proceso de visión, la corrección del flujo luminoso indicado por el fabricante a flujo efectivo en función de los resultados del análisis previo y sus consecuencias.

En el tercer capítulo analizamos la influencia de las fuentes de luz artificial en la melanogénesis y equilibrio oxidativo de nuestra piel, determinamos la fuente controlante en la producción del efecto y realizamos una propuesta de dispositivo para futuros trabajos de investigación en este campo.

En el cuarto capítulo abordamos la transmitancia de la uña a la luz en función de la longitud de onda, y posibles aplicaciones de los resultados del análisis a técnicas y dispositivos reales con el fin de lograr una mejora cualitativa y cuantitativa de los mismos.

En cada uno de los capítulos dos, tres y cuatro anteriores recogemos el estado del arte que en cada uno de los casos corresponde, la metodología utilizada en la investigación, los resultados obtenidos, discusión, conclusiones y propuestas.

La tesis cierra con un quinto capítulo donde recogemos unas conclusiones generales, el material de respaldo y las referencias utilizadas para su desarrollo.





1.5. LA LUZ Y SUS EFECTOS EN LA BIOLOGÍA HUMANA

La luz es como sabemos la parte de radiación electromagnética entre los 380 - 760nm [1]. Tradicionalmente han existido dos modelos para justificar su comportamiento, el modelo de ondas y el modelo de partículas. La teoría moderna la modeliza como una dualidad onda-partícula dado que a veces se comporta como onda (Maxwell) y a veces como partícula (Einstein) atendiendo a los principios de la teoría física.

En la ingeniería adquiere mayor consistencia el modelo de ondas, por contra, en la química es el modelo de partículas el que parece más apropiado [1].

Más allá de su naturaleza sabemos que la luz es generadora de distintas respuestas biológicas al incidir sobre los seres vivos. Algunas de estas respuestas son beneficiosas y otras son perjudiciales.

En el caso de los seres humanos entre los efectos perjudiciales encontramos el cáncer de piel, fotodermatitis, agravamiento de algunas enfermedades de piel, de ojos y otras..., y como efectos positivos la prevención y tratamiento de algunas enfermedades de la piel, la síntesis de la vitamina D, prevención y tratamiento de trastornos emocionales estacionales y se observa efecto probable en la prevención de algunos tipos de cáncer, distintos tipos de esclerosis, hipertensión, diabetes y el linfoma no Hodgkin [2].

Para poder determinar con precisión si la exposición a una fuente de luz es beneficiosa o perjudicial es importante conocer la estructura de la luz usada en cada caso, es decir, conocer su espectro de emisión y en consecuencia, conocer su irradiancia por longitud de onda, conocer la función de paso de valores totales medidos a valores efectivos (este tipo de funciones, que son distintas para cada efecto biológico, suelen ser obtenidas empíricamente) y conocer los valores de dosis efectivas para producir los efectos. Con dichos parámetros en función del tiempo de exposición podremos



determinar si las dosis recibidas son adecuadas o no, o si los valores de irradiancia son adecuados o por el contrario son tan elevados (mayor de $150\text{mW}/\text{cm}^2$) que existe el riesgo de producir un daño térmico [3].

Como vemos los efectos de la luz son distintos en función del efecto analizado y sus parámetros luminotécnicos. Una luz puede ser adecuada para el tratamiento de una enfermedad y no serlo para otra, o puede ayudar a mejorar la visión, pero ser causa de alteración de los ritmos circadianos.

El elemento fundamental que va a determinar la idoneidad o no de una luz para producir un efecto concreto es su espectro de emisión. A lo largo de este trabajo se estudian algunas fuentes de luz sus efectos y propuestas asociadas a la investigación desarrollada en cada caso.





CAPÍTULO 2

INFLUENCIA DEL ESPECTRO DE EMISIÓN DE LAS FUENTES DE ILUMINACIÓN EN LA VISIÓN Y CONSECUENCIAS





2.1. INTRODUCCIÓN AL TEMA DE ESTUDIO

Entre los trabajos científicos que interesan al equipo de investigadores del Área de Proyectos perteneciente al Departamento de Expresión Gráfica Diseño y Proyectos de la Universidad de Málaga, encontramos los que hacen referencia a la eficiencia energética y la luminotecnia. Una de las propuestas de investigación del equipo, era referente a técnicas de diseños más eficientes de las instalaciones de alumbrado exterior por consideración de las distintas sensibilidades de los fotorreceptores encargados del proceso de visión. Este capítulo aborda dicha investigación.

2.2. ESTADO DEL ARTE

Es sabido que el proceso de visión depende de dos tipos de fotorreceptores situados en la retina, conos y bastones. Estos sensores presentan distintas sensibilidades a la luz, tanto en longitud de onda, como en valor de luminancia requerida para su estímulo. Los conos se encargan de la visión para valores de luminancia superiores a 3 cd/m^2 . Existen tres tipos de conos, L con sensibilidad normalizada pico en el rango de los $562.8 \pm 4.7 \text{ nm}$, M con pico en el rango de los $533.8 \pm 3.7 \text{ nm}$ y S con pico en el rango de los $420.3 \pm 4.7 \text{ nm}$. Por debajo de $0,01 \text{ cd/m}^2$ son los bastones los que asumen esta función. Los bastones presentan su pico de sensibilidad normalizada en el rango de los $497.6 \pm 3.3 \text{ nm}$ [4] (ver Fig. 1). En el intervalo entre dichos valores participan ambos fotorreceptores. A la visión desarrollada en dicho intervalo se la conoce como visión mesópica. La CIE a partir de las curvas de sensibilidad cuántica (sensibilidad de estímulo del fotorreceptor) para visión fotópica y escotópica, propone curvas de eficacia y eficiencia luminosa para ambas, fotópica $V(\lambda)$ con máximo a los 555 nm (amarillo-verde) y escotópica $V'(\lambda)$ con máximo a los 505 nm (verde-azul) (ver Fig. 2). Entre ellas existe una familia de curvas que caracterizan el rango mesópico. En dicho rango la visión se hace más efectiva en cuanto a la captación de luz como consecuencia de una mayor participación de bastones, pero se disminuye la capacidad de distinguir colores y formas precisas por la menor participación de los conos.



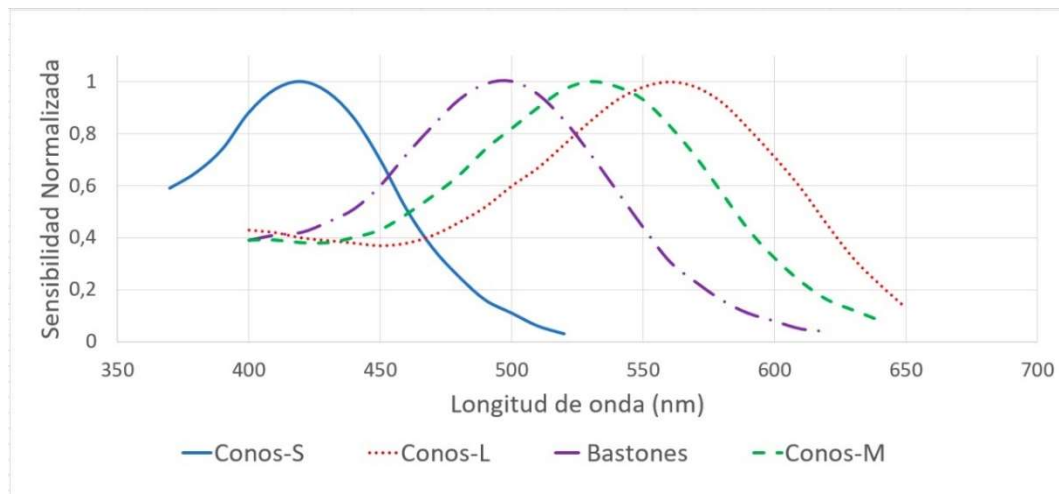


Figura 1. Espectro de sensibilidad normalizada media frente a la longitud de onda para las cuatro clases de fotorreceptores encargados de la visión Conos S, M, L y Bastones [5].

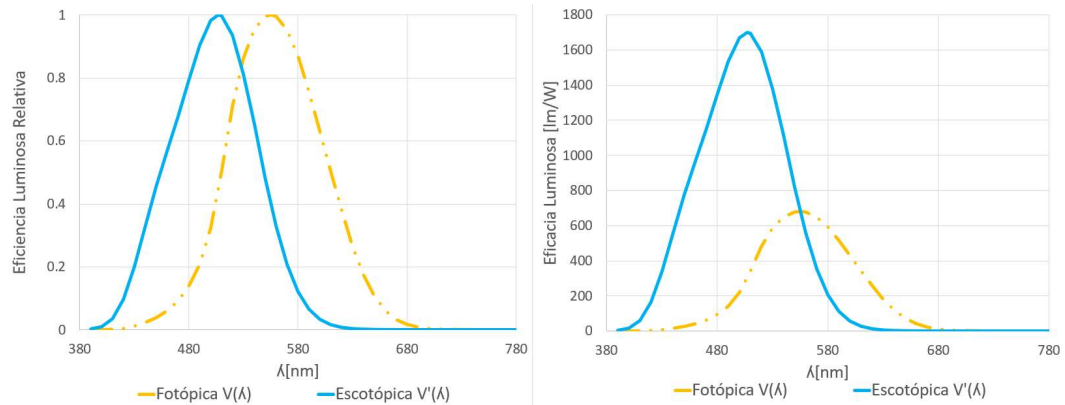


Figura 2. Curvas de eficacia y eficiencia luminosa fotópica y escotópica [1].

La normativa actual de iluminación de espacios exteriores está fundamentada en el proceso de visión fotópica, sin embargo, el tipo de visión que acontece en condiciones de iluminación exterior de viales es en su mayoría mesópica. La consideración de este hecho permitiría corregir los flujos luminosos de las distintas fuentes en función de su espectro de emisión y la luminancia de la vía, y por consiguiente un diseño de instalaciones de alumbrado más eficientes.

Estudios previos publicados en este sentido muestran distintas alternativas en la búsqueda de la mejora de la eficiencia de las instalaciones de alumbrado. Estas alternativas podemos clasificarlas en tres tipos. 1ª propuestas asociadas a la tecnología de iluminación, este es el caso de Djuretic & Kostic [6], que estipulan una





mejora en los costes de explotación en el rango de 31-60% por simple sustitución de luminarias de VSAP a LED o Kovács et al. [7] que logran mejoras por incorporación de generadores fotovoltaicos y baterías a la fuente... 2ª propuestas de adaptación de flujos luminosos por visión mesópica a flujos efectivos, como ejemplos en este sentido encontramos las propuestas de De Oliveira Grando, F., & Ghisi, E. [8], Peña-García, A., & Sędziwy, A. [9] y Casagrande et al. [10] entre otras. 3º propuesta de modelos para diseños optimizados como por ejemplo el de Beccali et al [11].

Todas estas contribuciones dejan patente, por un lado, la posibilidad de mejora que existe en las instalaciones de alumbrado público y por otro, la inquietud por desarrollar aplicaciones prácticas para lograrlo. Nuestro estudio desarrolla un método sencillo que considera la corrección a flujo efectivo por efecto de la visión mesópica, simula la situación de proyecto con una muestra de luminarias y a partir de los resultados de esa simulación permite obtener una región óptima de diseño de nuestra instalación, así como sus parámetros asociados (interdistancia entre báculos, altura, flujo luminoso, ratio $W/m^2...$).

2.3. METODOLOGÍA

Este estudio se llevó a cabo analizando una selección de 66 luminarias de exterior para iluminación de viales, en tecnologías VSAP con Temperaturas de Color Correlacionadas (CCT) en el rango de 2000K como lámparas LEDs con Temperaturas de Color Correlacionadas (CCT) en los rangos cálidos de 3.000K, neutros 4.000K y fríos 5.500K. Todos ellos tienen flujos luminosos en el rango entre 1000 y 5000 lm y diagramas fotométricos con alcance medio.

Se caracterizó el espectro fotométrico de una selección de 12 equipos pertenecientes a la muestra, con 3 unidades diferentes con cada uno de los motores de emisión detallados, para ello se utilizó un espectrómetro modelo MK350S Premium Advanced Spectro-Flicker meter de UPRtek. Las medidas de cada una de las luminarias se tomaron ya instaladas en campo. Para cada grupo se estableció un espectro de emisión promedio con las 3





mediciones respectivas. Los valores de las curvas obtenidas se representan en la Figura 3.

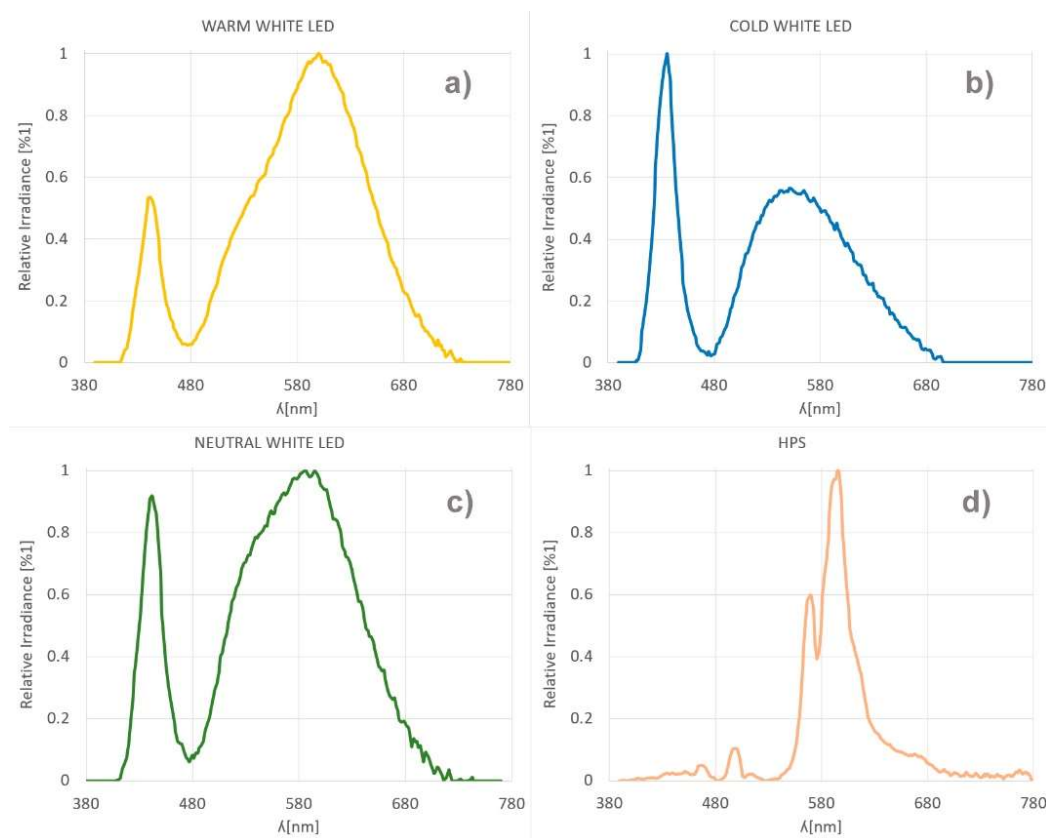


Figura 3. Espectros de emisión promedio obtenidos de las luminarias objeto de estudio, a) LED blanco cálido, b) LED blanco frío, c) LED blanco neutro y d) HPS.

Se seleccionó un modelo de vial de referencia para el estudio. Se clasificó de acuerdo con la norma EN 13201-2:2015, Road lighting - Part 2: Performance requirements [12]. Se utilizó una configuración de calle típica de barrio residencial en un entorno urbano. Consiste en una vía única de dos carriles, con baja intensidad de tráfico, restricciones de velocidad de tráfico moderadas, poca luz ambiental, ausencia de cruces principales y estacionamiento de vehículos en ambos lados, tal y como se presenta en la Figura 4.

Según el estándar de referencia seleccionado [12], nuestro vial modelo queda clasificado como ME6. De acuerdo con esto, se requiere una luminancia media (L) de la superficie de la carretera en el rango entre 0,30 y 0,36 cd / m^2 (sobreiluminación máxima permitida: superación del 20% del valor asignado a esta





clasificación), un valor mínimo de uniformidad global (U_0) de 0,35, un valor mínimo de uniformidad longitudinal (U_l) de 0,40 y un valor máximo de deslumbramiento perturbador medio como un incremento de umbral (f_{ti}) del 15%.

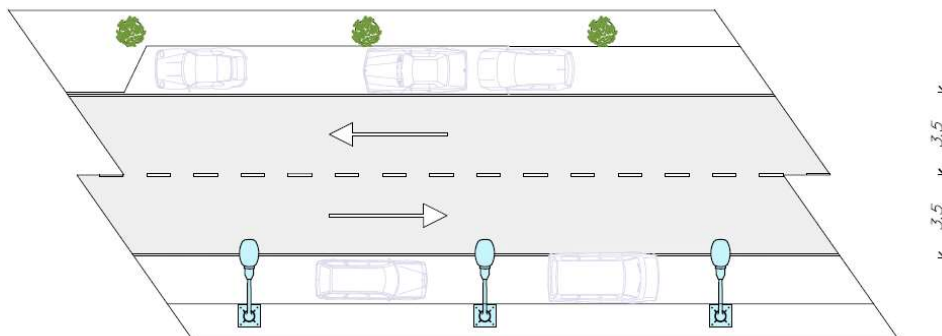


Figura 4. Esquema tipo vial objeto de estudio.

La propuesta utiliza como datos de partida los parámetros fotométricos requeridos por la norma utilizada como referencia regulatoria y el diagrama de espectro de emisión de las fuentes que se están analizando. El primer paso necesario es transformar el flujo luminoso fotópico proporcionado por el fabricante de la luminaria en su flujo luminoso mesópico equivalente. Para ello, la CIE recomienda el uso del sistema fotométrico MES-2 [13], que trabaja en el intervalo 0,005 - 5,00 cd / m² y regula la transformación según fórmula 1.

$$M(m_2) \cdot V_{\text{mes}}(\lambda) = m_2 \cdot V(\lambda) + (1-m_2) \cdot V'(\lambda) \quad (\text{Fórmula 1})$$

$$M(m_2) = \max[m_2 \cdot V(\lambda) + (1-m_2) \cdot V'(\lambda)]$$

Donde, ' $V_{\text{mes}}(\lambda)$ ' ' $V(\lambda)$ ' y ' $V'(\lambda)$ ' son, respectivamente, las curvas de eficiencia mesópica, fotópica y escotópica, $M(m_2)$ es una función normalizadora tal que la eficiencia luminosa espectral mesópica correspondiente a la función ' $V_{\text{mes}}(\lambda)$ ' alcance un valor máximo de 1, y ' m_2 ' es el factor de proporcionalidad que determina la contribución de cada forma de visión.

Para determinar " m_2 ", en lugar de utilizar el procedimiento iterativo establecido para este sistema fotométrico MES-2, hemos construido una superficie de regresión a partir de las soluciones tabuladas por CIE [13].





El primer paso fue estudiar la evolución del valor de m_2 para un valor fijo de S/P en función de la luminancia a partir de los valores tabulados en la tabla 1.

Tabla 1. Valores tabulados del coeficiente m_2 para obtención de la luminancia mesópica (L_{mes}) por el sistema MES2 recomendado por la CIE a partir de la ratio S/P y la luminancia fotópica (cd/m^2) de la vía [13].

S/P	Luminancia Fotópica cd/m^2						
	0,01	0,03	0,1	0,3	1	3	4,5
0,25	0	0,1542	0,383	0,5644	0,7538	0,9225	0,9841
0,35	0	0,1804	0,392	0,5688	0,7558	0,923	0,9842
0,45	0	0,1992	0,4	0,573	0,7576	0,9235	0,9843
0,55	0,019	0,214	0,4073	0,577	0,7594	0,924	0,9844
0,65	0,0459	0,2265	0,4139	0,5808	0,7612	0,9245	0,9845
0,75	0,0655	0,2373	0,4201	0,5844	0,7629	0,9249	0,9846
0,85	0,0812	0,2468	0,4258	0,5878	0,7646	0,9254	0,9846
0,95	0,0943	0,2553	0,4311	0,5911	0,7662	0,9258	0,9847
1,05	0,1057	0,2631	0,4361	0,5942	0,7678	0,9263	0,9848
1,15	0,1157	0,2702	0,4408	0,5972	0,7693	0,9267	0,9849
1,25	0,1247	0,2767	0,4452	0,6001	0,7708	0,9272	0,985
1,35	0,1329	0,2828	0,4494	0,6029	0,7723	0,9276	0,9851
1,45	0,1404	0,2885	0,4534	0,6056	0,7737	0,928	0,9852
1,55	0,1473	0,2939	0,4573	0,6082	0,7751	0,9284	0,9853
1,65	0,1538	0,299	0,4609	0,6107	0,7764	0,9289	0,9853
1,75	0,1598	0,3038	0,4645	0,6131	0,7778	0,9293	0,9854
1,85	0,1654	0,3083	0,4678	0,6155	0,7791	0,9297	0,9855
1,95	0,1708	0,3126	0,4711	0,6178	0,7803	0,9301	0,9856
2,05	0,1758	0,3168	0,4742	0,62	0,7816	0,9304	0,9857
2,15	0,1806	0,3207	0,4772	0,6221	0,7828	0,9308	0,9857
2,25	0,1852	0,3245	0,4801	0,6242	0,784	0,9312	0,9858
2,35	0,1895	0,3282	0,483	0,6263	0,7852	0,9316	0,9859
2,45	0,1937	0,3317	0,4857	0,6283	0,7863	0,9319	0,986
2,55	0,1977	0,3351	0,4883	0,6302	0,7875	0,9323	0,986
2,65	0,2015	0,3383	0,4909	0,6321	0,7886	0,9327	0,9861
2,75	0,2052	0,3415	0,4934	0,6339	0,7896	0,933	0,9862

En todos los casos la evolución fue de tipo logarítmica según vemos en la figura 5, y con unos coeficientes de Pearson (R^2) superiores a 0,99 en todos los casos.

La función era la misma para todos los S/P considerados, con la única diferencia en los valores de los coeficientes "a" y "b" (ver Tabla 2).



El siguiente paso fue analizar la evolución de los coeficientes "a" y "b" en función de la relación S/P a partir de los valores tabulados en la tabla 2. Obtuvimos las ecuaciones de regresión mostradas en las figuras 6 y 7.

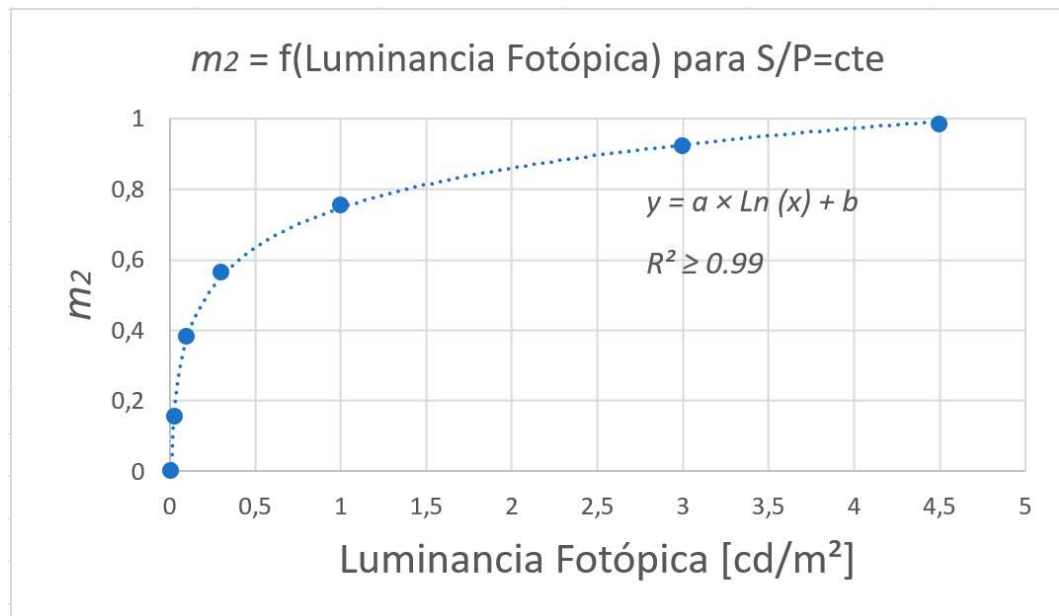


Figura 5. Ecuación de variación del coeficiente m_2 en función de la luminancia fotópica, para valores de S/P constantes.

Tabla 2. Resultado de los coeficientes "a" y "b" asociados a cada función de ajuste obtenida para los distintos valores S/P tabulados.

S/P	a	b	S/P	a	b
0,25	0,16307446	0,74745907	1,55	0,13737073	0,77628272
0,35	0,16111754	0,75096724	1,65	0,13632901	0,77772676
0,45	0,15969493	0,75390643	1,75	0,13536469	0,7791562
0,55	0,15660758	0,75671581	1,85	0,13446788	0,78051545
0,65	0,15288465	0,75937804	1,95	0,13360128	0,78182788
0,75	0,15003394	0,76176363	2,05	0,13278554	0,78309154
0,85	0,14768992	0,76395896	2,15	0,13200881	0,78429116
0,95	0,1456932	0,76600158	2,25	0,13127151	0,7854987
1,05	0,14393684	0,76795378	2,35	0,1305721	0,78669791
1,15	0,14237124	0,76976594	2,45	0,12989146	0,787807
1,25	0,14096704	0,77151456	2,55	0,12924403	0,78890172
1,35	0,13967174	0,77317486	2,65	0,12863577	0,78998974
1,45	0,13847843	0,77475223	2,75	0,12802929	0,79100862

Las ecuaciones de ajuste correspondientes a los coeficientes "a" y "b" en función del cociente S/P lograban





ajustes de regresión también por encima de 0,99 en ambos casos.

La ecuación de la superficie de regresión resultó por composición de las ecuaciones anteriormente obtenidas (ver Fórmula 2 y Figura 8).

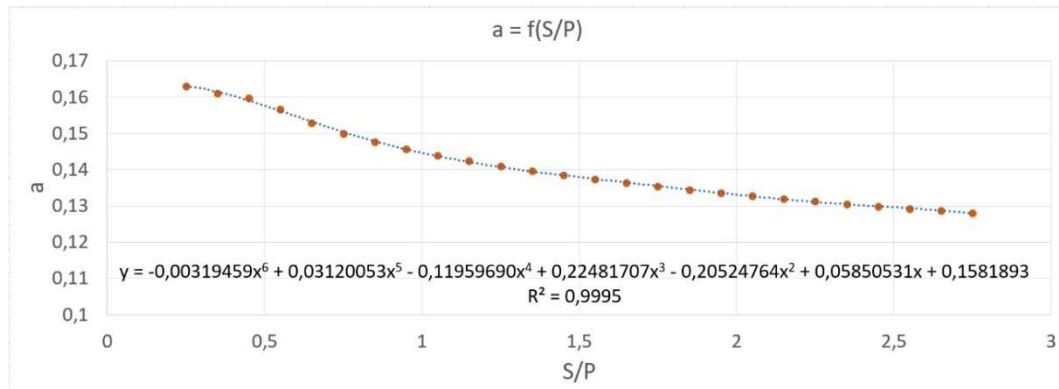


Figura 6. Ecuación de variación del coeficiente "a" en función de la ratio S/P.

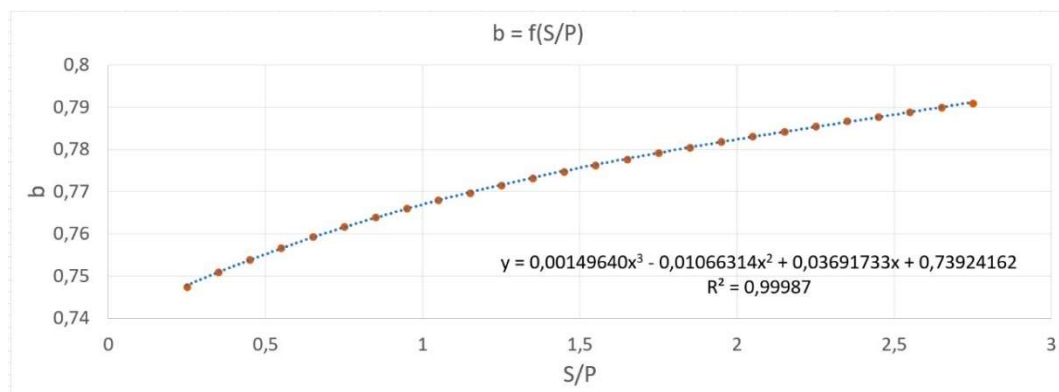


Figura 7. Ecuación de variación del coeficiente "b" en función de la ratio S/P.

$$m_2 = a \cdot \ln(L) + b \quad \text{(Fórmula 2)}$$

$$a = a_1 \cdot (S/p)^6 + a_2 \cdot (S/p)^5 + a_3 \cdot (S/p)^4 + a_4 \cdot (S/p)^3 + a_5 \cdot (S/p)^2 + a_6 \cdot (S/p) + a_7$$

$$b = b_1 \cdot (S/p)^3 + b_2 \cdot (S/p)^2 + b_3 \cdot (S/p) + b_4$$

Donde:

L: Valor de luminancia [cd/m²] normativo vial estudio.

a₁: -0,00319458629314795

b₁: 0,00149640155521524

a₂: 0,0312005255963186

b₂: -0,0106631350840658

a₃: -0,1195969043752

b₃: 0,0369173325130543

a₄: 0,224817066200686

b₄: 0,739241621110248





a₅: -0,205247640592932
 a₆: 0,0585053140416458
 a₇: 0,158189297952599

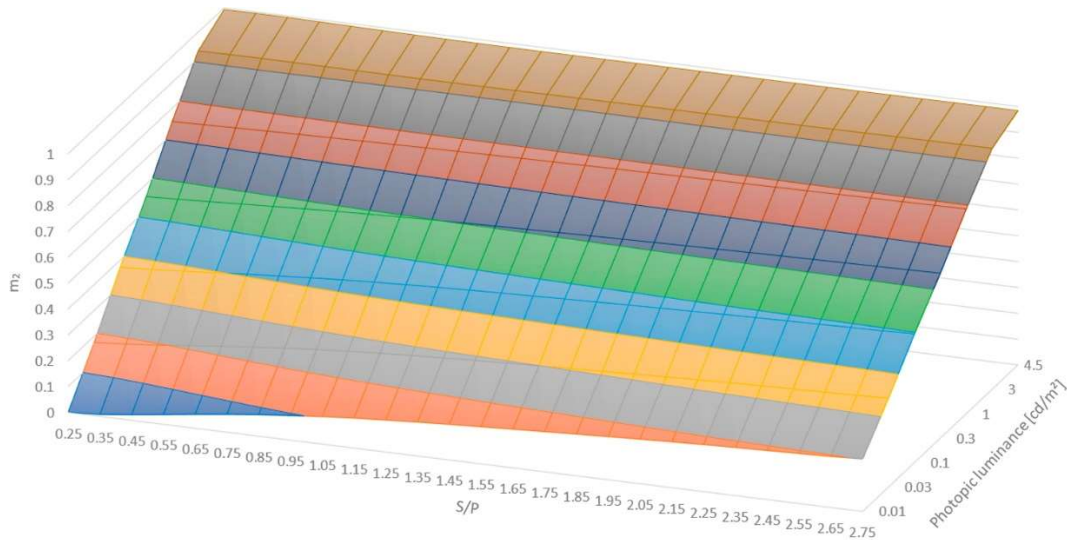


Figure 8. Superficie regresión $m_2 f(S/P; L.Fotópica [cd/m^2])$.

La expresión matemática obtenida, nos permite determinar el valor de 'm₂' en base a la relación S/P (Escotópica vs. Fotópica) y la luminancia fotópica requerida por la EN 13201-2: 2015 [12].

La relación S / P se define como la relación entre el flujo lumínico escotópico y fotópico y se determina mediante la fórmula 3 [1].

$$S/P = \frac{1700 \cdot \int_{390}^{780} \Phi_{e,\lambda} \cdot V'(\lambda) \cdot d\lambda}{683 \cdot \int_{390}^{780} \Phi_{e,\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda} \quad \text{(Fórmula 3)}$$

Donde ' $\Phi_{e,\lambda}$ ' es la irradiancia relativa del emisor correspondiente a cada valor de longitud de onda en el rango de 390-780 nm, ' $V'(\lambda)$ ' es la curva de los valores de eficiencia lumínica escotópica y ' $V(\lambda)$ ' la evolución analógica de los valores de eficiencia luminosa fotópica.

Una vez que se determinó la curva de eficiencia luminosa " $V_{mes}(\lambda)$ ", se calculó la relación mesópica frente a fotópica (M/P) utilizando la fórmula 4 de forma análoga.





$$M/P = \frac{K_m \cdot \int_{390}^{780} \Phi_{e,\lambda} \cdot V_{mes}(\lambda) \cdot d\lambda}{683 \cdot \int_{390}^{780} \Phi_{e,\lambda} \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda} \quad (\text{Fórmula 4})$$

Donde "K_m" se puede determinar por aplicación de la fórmula 5.

$$K_m = \frac{683 \left[\frac{lm}{W} \right]}{V_{mes}(\lambda = 555[nm])} \quad (\text{Fórmula 5})$$

Una vez calculada la relación M/P de cada una de las fuentes incluidas en nuestro estudio, corregimos los valores de luminancia fotópica proporcionados por los fabricantes a través de sus archivos fotométricos. Seleccionamos el formato de archivo Eulumdat (*.ldt) [14] para operar y los editamos con una herramienta de software específica para este formato de archivo: el LDT Editor de la empresa DIAL. Con esta aplicación modificamos el valor de luminancia fotópica original por los valores mesópicos correspondientes, obtenidos multiplicando los valores de luminancia de la fuente por la relación M / P correspondiente en cada caso.

Los archivos fotométricos originales y editados de las 66 luminarias seleccionadas se ingresaron en el software de simulación Dialux v4.13 (también creado por la empresa DIAL). Usando su módulo de edición de viales se crearon 132 esquemas, uno por cada archivo de trabajo. Los diagramas geométricos de la carretera y sus elementos circundantes se ajustaron a la situación de prueba establecida para este estudio y dada previamente en la Figura 4. En la disposición de los puntos de luz se consideraron los siguientes criterios [15]: disposición unilateral si la relación de ancho de calzada / altura de montaje es menor o igual a 1.2, tresbolillo si la relación es mayor que 1.2 y menor o igual a 1.5 y pareada para relaciones superiores a 1.5. En nuestro caso, la disposición unilateral fue la solución recomendada. Se establecieron valores fijos para los siguientes parámetros: inclinación de la luminaria 0° y saliente del punto de luz sobre la calzada de 0 m. Utilizamos la distancia entre mástiles y la altura del punto de luz como variables independientes con rangos de variabilidad limitado: la primera variable entre 15 y 25 m y la segunda entre 5 y 15 m. En



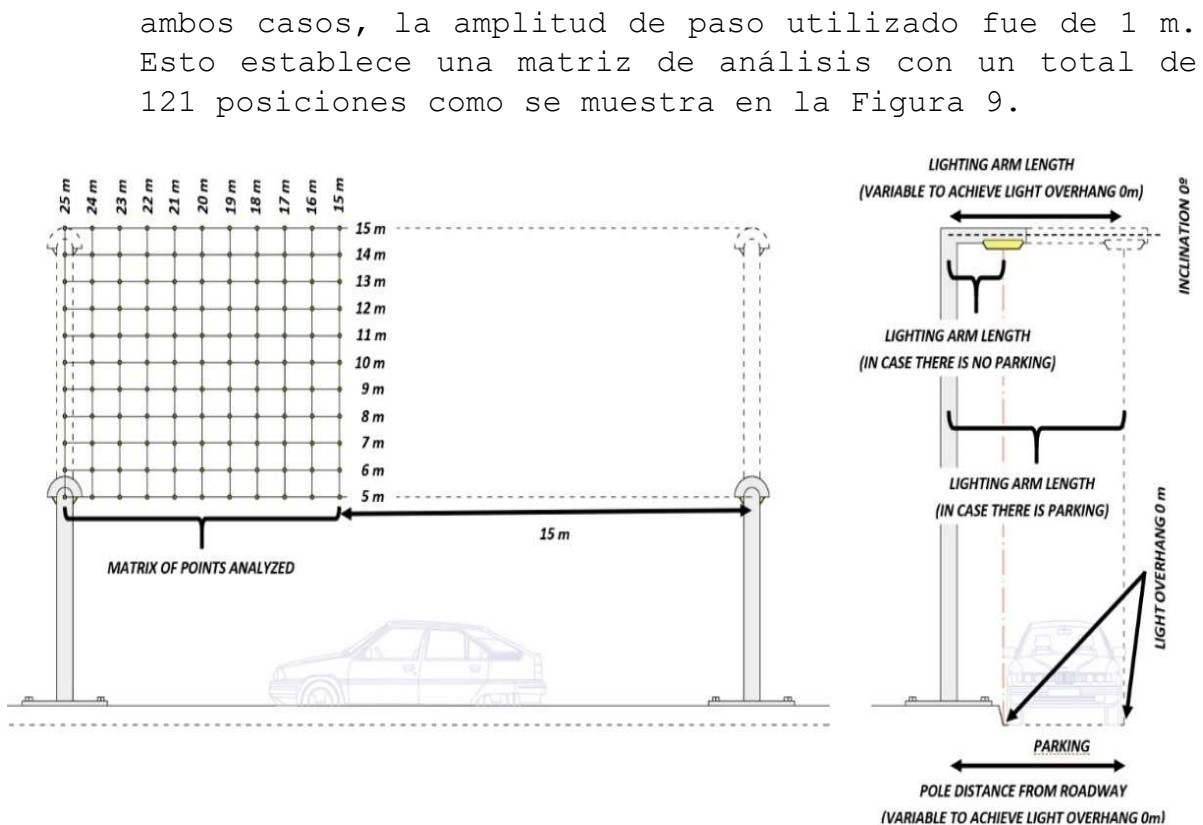


Figura 9. [Izquierda] Matriz de puntos analizados [Derecha] valores de los diferentes parámetros considerados en la simulación (editor de vías Dialux).

Simulamos cada uno de los esquemas de vía descartando todas aquellas soluciones cuya interdistancia entre báculos y altura de luminaria no cumplieran todos los requisitos funcionales y normativos exigidos para un vial tipo ME6. Con el resto de resultados viables, se realizó un estudio estadístico. A partir de la luminancia fotópica de la luminaria, analizamos el rango admisible de interdistancias entre báculos, la relación entre distancias y alturas y el porcentaje de variación de la relación W / m^2 en caso de considerar, o no, el mecanismo de visión mesópica.

A modo de resumen, se presenta en la Figura 10 el diagrama de flujo del método propuesto. La recolección de datos de campo se llevó a cabo como se muestra en la Figura 11.

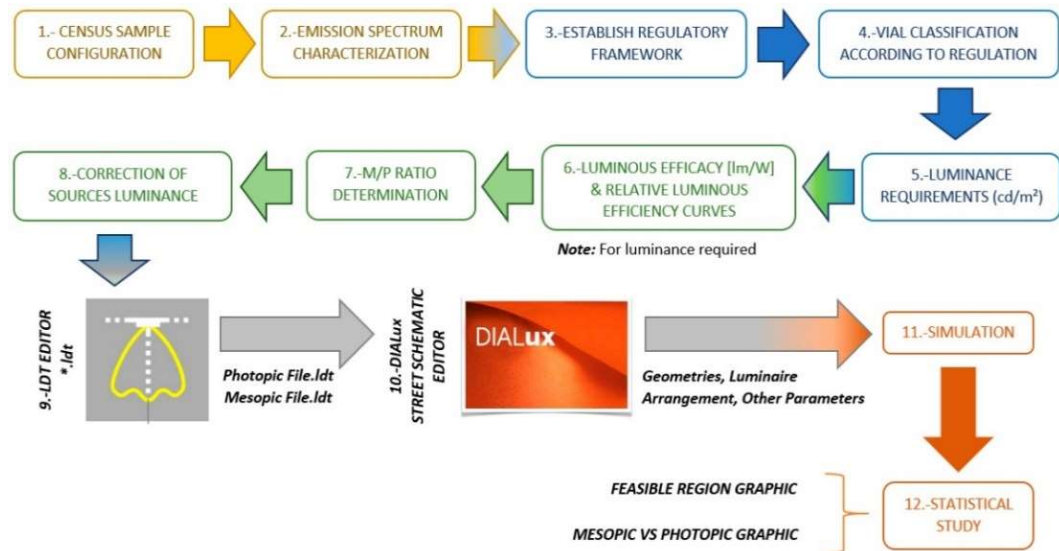


Figura 10. Diagrama de flujo conceptual de la metodología de estudio planteada.



Figure 11. Metodología de recolección de datos en campo para obtener valores promedios (el valor del parámetro medido resultará de la media aritmética de los valores en todos los puntos).

2.4. RESULTADOS

Las curvas de eficiencia y eficacia luminosa mesópica, al depender del factor de proporcionalidad m_2 , que a su vez depende de la relación S/P de la fuente de luz, son diferentes para cada una de las 4 clases de luminarias establecidas en este estudio. Sin embargo, la tendencia de variación observada en todos ellos es similar. La



Figura 12 muestra las variaciones calculadas de estos dos parámetros para el perfil de luminaria LED de luz blanca con CCT neutro.

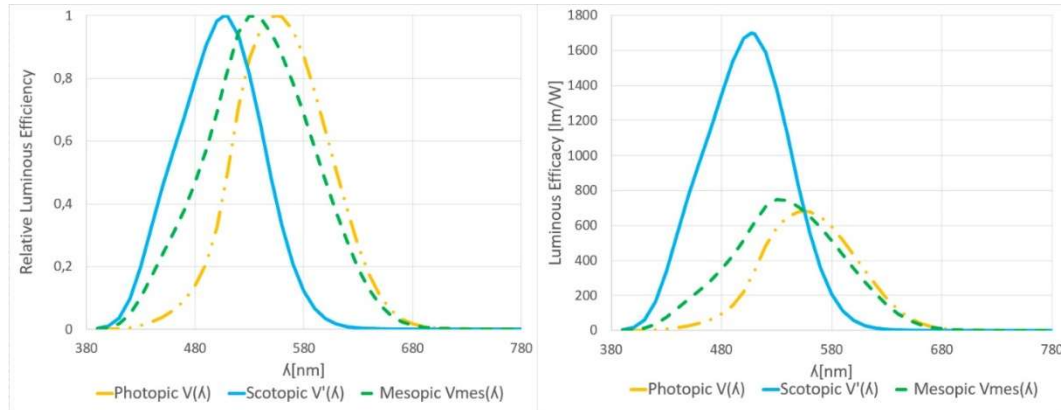


Figure 12. Curvas de eficacia y eficiencia luminosa fotópica, escotópica y mesópica para el LED Blanco Neutro.

Tabla 3. Valores de la ratio M/P pertenecientes a las distintas fuentes de luz tipo estudiadas, para un valor de luminancia de Vial ME6.

HPS CCT: 2,000K / CRI: 25	Warm White LED CCT: 3,000K / CRI: 75	Neutral White LED CCT: 4,000K / CRI: 75	Cold White LED CCT: 5,500K / CRI: 65
0.88	1.03	1.12	1.15

Las relaciones entre la luminancia fotópica del equipo de iluminación, el valor de interdistancia entre báculos, el porcentaje de variación de la relación de requerimientos energéticos de la instalación utilizando luminancia mesópica en lugar de los valores fotópicos iniciales y el cociente entre la interdistancia y altura de la luz (aplicando la corrección mesópica) se recogen en 3 gráficos agrupados en la Figura 13 para luminarias VSAP y en la Figura 14 para luminarias LED blanco neutro.

En ambas figuras la gráfica inferior derecha c) hace referencia al % de variación del requerimiento energético W/m^2 por consideración de visión mesópica o no considerarla (es decir considerar visión fotópica). El análisis desarrollado para llegar a estas conclusiones se limita a las soluciones de simulación utilizadas para obtener las rectas de regresión $Pole\ Distance\ [m] = 0.0063 \times L[lm] + 1.95$ (VSAP) y $Pole\ Distance\ [m] = 0.01115 \times L[lm] + 4.08$ (LED Neutro). A cada una de dichas soluciones y en cada caso (por un lado, el VSAP y por otro el LED Neutro) les corresponde un valor de W / m^2





para el caso de visión mesópica y otro para el caso de visión fotópica que tabulamos en la tabla 4. A partir de dichos valores y en función de la luminancia, se presenta un gráfico de dispersión (Ver Fig. 13 c) y 14 c)) en el que se puede observar con claridad la tendencia de variación en % de $[W / m^2]_{\text{mesópica}}$ vs $[W / m^2]_{\text{fotópica}}$, donde el signo negativo implica empeoramiento respecto el valor $[W / m^2]_{\text{fotópica}}$ (es decir un incremento en el porcentaje indicado) y el signo positivo mejora (es decir un decremento en el porcentaje indicado).

Tabla 4. Requerimientos energéticos $[W/m^2]$ en función de la luminancia en caso de considerar visión mesópica o considerar visión fotópica; [Izquierda] Vapor de sodio de alta presión; [Derecha] LED Neutro.

VSAP				LED Neutro			
L [lm]	Mesópica	Fotópica	%Δ W/m ²	L [lm]	Mesópica	Fotópica	%Δ W/m ²
	W/m ²	W/m ²			W/m ²	W/m ²	
2243	0,58095238	0,51260504	-11,7647059	1231	0,08730159	0,09243697	5,88235294
2385	0,80357143	0,71428571	-11,1111111	1415	0,09285714	0,1031746	11,1111111
2465	0,51260504	0,43571429	-15	1418	0,08843537	0,09285714	5
2498	0,51260504	0,43571429	-15	1594	0,0952381	0,10526316	10,5263158
2509	0,51260504	0,45864662	-10,5263158	1603	0,08333333	0,0952381	14,2857143
2744	0,43571429	0,3961039	-9,09090909	1770	0,08571429	0,0974026	13,6363636
2774	0,43571429	0,37888199	-13,0434783	1788	0,07142857	0,08163265	14,2857143
2779	0,45864662	0,3961039	-13,6363636				
3014	0,41496599	0,36309524	-12,5				
3695	0,47619048	0,45714286	-4				

Más allá de que las tendencias se han obtenido para el conjunto de soluciones utilizadas para obtener las rectas de regresión $Pole\ Distance\ [m] = 0.0063 \times L[lm] + 1.95$ (VSAP) y $Pole\ Distance\ [m] = 0.01115 \times L[lm] + 4.08$ (LED Neutro), las conclusiones obtenidas pueden hacerse extensivas a otras soluciones de simulación pertenecientes a un entorno cercano de dichas rectas.

También en las figuras 13 y 14, la gráfica inferior izquierda b) presenta la tendencia del cociente interdistancia entre báculos [m] / altura [m] en función de la luminancia fotópica de la luminaria. En este caso el análisis para llegar a estas conclusiones se extiende a las soluciones de simulación utilizadas para obtener las rectas de regresión pertenecientes a las líneas de contorno óptimas. A cada una de dichas soluciones y en cada caso (por un lado, el VSAP y por otro el LED Neutro) les corresponde un valor de interdistancia entre báculos [m]





/ altura [m] en función de la luminancia según tabla 5. Con dichas parejas de valores se desarrolla un gráfico de dispersión (Ver Fig. 13 b) y 14 b)) en el que se puede observar con claridad la tendencia de variación de la interdistancia entre báculos [m] / altura [m], en un primer tramo creciente, y un segundo tramo decreciente. Esta caída se debe a la necesidad de aumentar la altura de la luminaria para evitar sobreiluminar la vía.

Tabla 5. Relación interdistancia entre báculos y altura en función de la luminancia; [Izquierda] Vapor de sodio de alta presión; [Derecha] LED Neutro.

VSAP		LED Neutro	
Luminancia [lm]	D[m]/H[m]	Luminancia [lm]	D[m]/H[m]
2243	2,14285714	1040	2,14285714
2385	2,28571429	1042	1,77777778
2465	2,42857143	1224	2,28571429
2498	2,42857143	1231	1,8
2509	2,125	1415	2,5
2744	2,85714286	1418	2,33333333
2774	2,85714286	1594	3
2779	2,375	1603	2,4
3014	2,33333333	1770	3,125
3059	3,57142857	1788	3,42857143
3695	3,42857143	1857	3,125
3797	3,57142857	1891	3,125
3817	3,125	2036	3,57142857
3820	3,125	2073	3,57142857
4016	3,125	2317	2,5
4123	3,57142857	2358	2,5
4158	3,125	2738	1,92307692
4171	2,77777778	2789	2,27272727
4567	1,66666667	3161	2,08333333
4784	2,27272727		

Igual que para el caso anterior, más allá de que las tendencias se han obtenido para el conjunto de soluciones utilizadas para las regresiones de las rectas de contorno óptimas, las conclusiones obtenidas pueden hacerse extensivas a otras soluciones de simulación pertenecientes a un entorno cercano de dichas rectas.

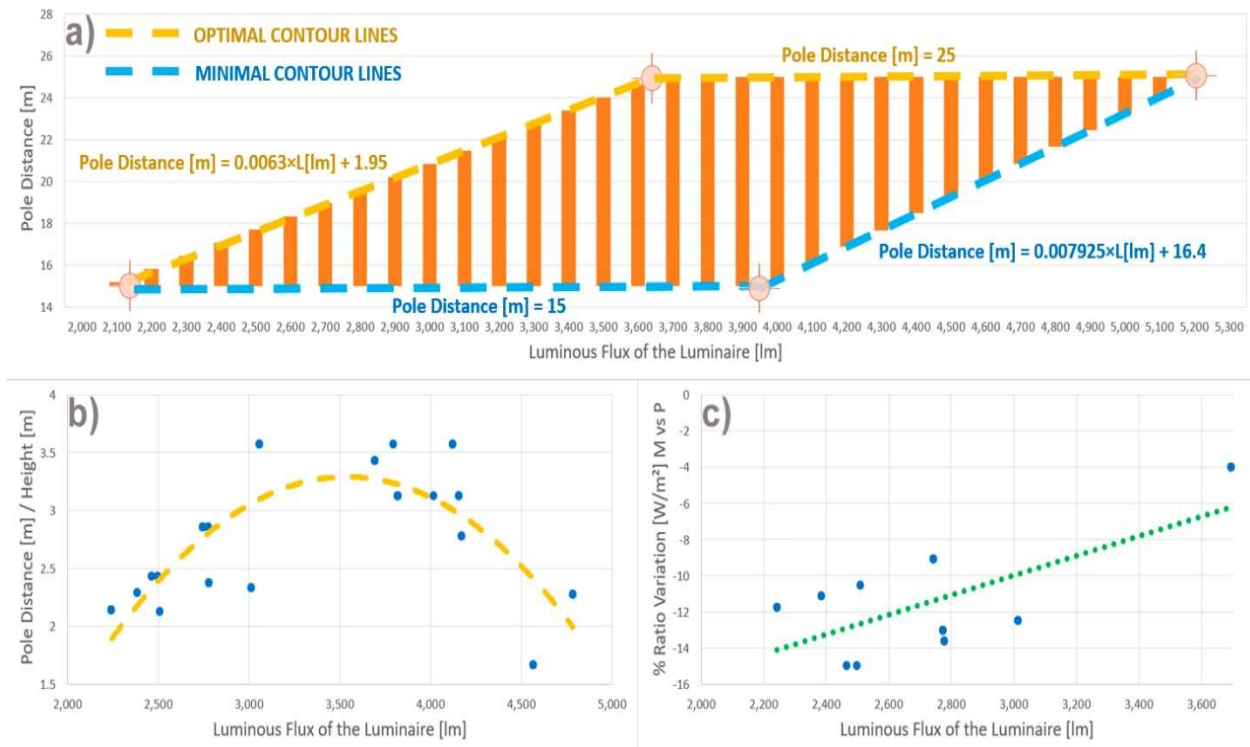


Figura 13. Luminarias VSAP: a) Región factible o de cumplimiento normativo de instalación. Relación flujo luminoso de la luminaria e interdistancia entre báculos. b) Relación flujo luminoso de la luminaria con cociente interdistancia báculos / altura punto luz (en líneas de contorno óptimas). c) Relación flujo luminoso de la luminaria con variación (%) del ratio de requerimientos energéticos de la instalación utilizando luminancia mesópica en lugar de la fotópica inicial en la recta $Pole\ Distance[m] = 0.0063 \times L[lm] + 1.95$.

En luminarias VSAP, el análisis de requisitos energéticos por consideración de visión mesópica correspondientes a las soluciones de simulación usadas en la regresión de la línea de contorno óptima ' $Pole\ Distance[m] = 0.0063 \times L[lm] + 1.95$ ' arroja un valor medio de $0,48\ W / m^2$, una desviación estándar de $0,10\ W / m^2$, un valor máximo de $0,80\ W / m^2$ y un valor mínimo de $0,35\ W / m^2$. Comparando los valores de interdistancia entre báculos requeridos por las simulaciones correspondientes a las soluciones antes indicadas, observamos que en el rango de 2200 - 3000 lm, se produce una reducción de 2,5 m de media en esta interdistancia por consideración de visión mesópica en lugar de fotópica, empeorando el costo de instalación.



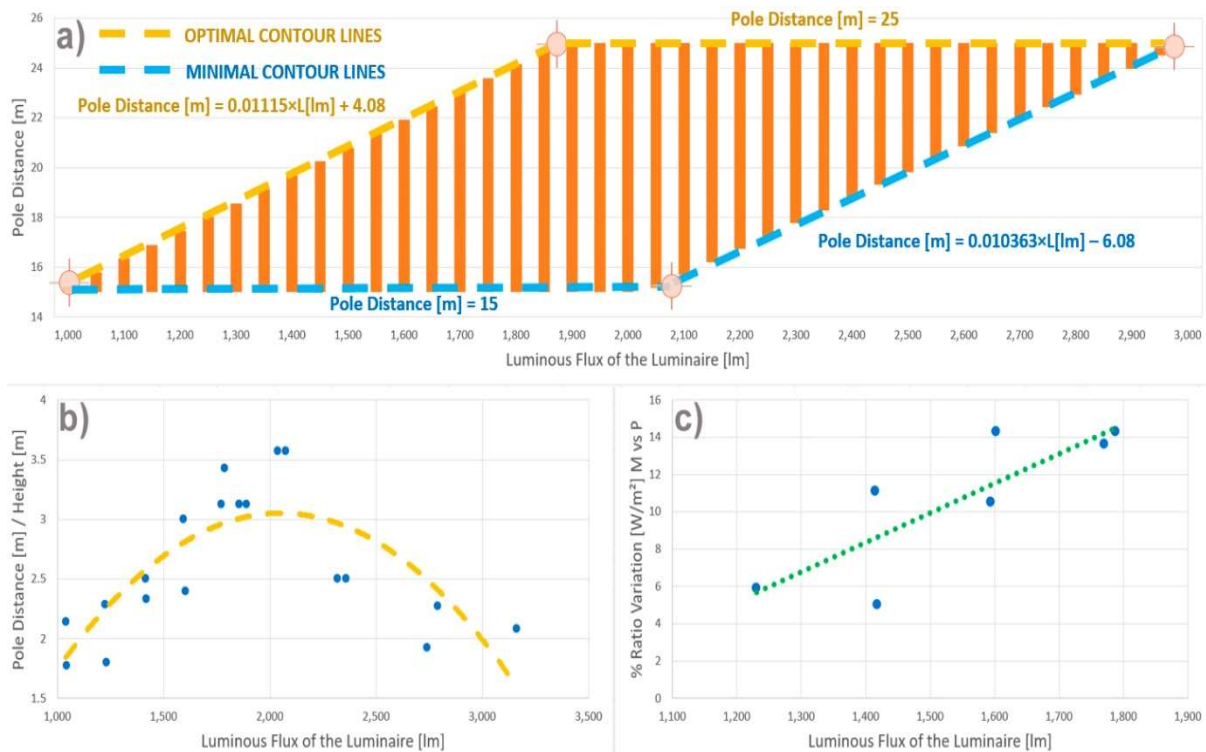


Figura 14. Luminarias LED neutro: a) Región factible o de cumplimiento normativo de instalación. Relación flujo luminoso de la luminaria e interdistancia entre báculos. b) Relación flujo luminoso de la luminaria con cociente interdistancia báculos / altura punto luz (en líneas de contorno óptimas). c) Relación flujo luminoso de la luminaria con variación (%) del ratio de requerimientos energéticos de la instalación utilizando luminancia mesópica en lugar de la fotópica inicial en la recta $Pole\ Distance[m] = 0.01115 \times L[lm] + 4.08$.

Análogamente en luminarias LED neutro, el análisis de requisitos energéticos por consideración de visión mesópica correspondientes a las soluciones de simulación usadas en la regresión de la línea de contorno óptima ' $Pole\ Distance[m] = 0.01115 \times L[lm] + 4.08$ ' arroja un valor medio de $0,10\ W / m^2$, una desviación estándar de $0,02\ W / m^2$, un valor máximo de $0,17\ W / m^2$ y un valor mínimo de $0,07\ W / m^2$. Sin embargo, comparando los valores de interdistancia entre báculos requeridos por las simulaciones correspondientes a las soluciones antes indicadas, en este caso observamos que en el rango de 1200 - 2000 lm, se produce un aumento de 2,0 m de media en esta interdistancia por consideración de visión mesópica en lugar de fotópica, mejorando el costo de instalación.





2.5. DISCUSIÓN

La tecnología LED ha desplazado al VSAP como tecnología dominante en el mercado de equipos de iluminación exterior debido a la mejora de parámetros técnicos básicos relevantes para este tipo de instalaciones, tales como mayor vida útil, mejor confiabilidad operativa o tiempos de respuesta más cortos; pero también en aspectos lumínotécnicos, como son espectros de emisión más completos y continuos que encajan mejor en el rango de visión mesópica humana [16]. A partir de los resultados presentados en las Figuras 13 y 14, se puede apreciar que para iluminar el vial objeto de estudio normativamente (clasificación ME6), se requieren luminancias fotópicas en el rango de 2.100 - 5.200 lm en los casos de tecnología VSAP, mientras que en el caso del LED blanco neutro funcionan con los mismos resultados en el rango de 1.000 - 3.000 lm.

Considerando los valores presentados en la Tabla 3, observamos un valor mayor para la relación M/P en los emisores LED con relaciones superiores a la unidad, que en las bombillas VSAP para las cuales dicha relación resulta menor de la unidad. Esto implica que la consideración de la visión mesópica supondrá una reducción de la efectividad del flujo luminoso de las luminarias con estas bombillas de descarga y un incremento en el caso de utilizar motores de iluminación LED. En este último caso, la mejora es proporcionalmente mayor con el aumento del porcentaje de espectro irradiado en la región de color azul. Por tanto, se puede inferir que, en el contexto de la iluminación artificial de carreteras, con valores de luminancia entre 0.01-3.00 cd / m², nuestros ojos ven mejor en ambientes iluminados por fuentes LED que por fuentes VSAP, y mejorando la percepción visual al aumentar la CCT del emisor para los mismos valores de luminancia medidos en la calzada. La figura 15 muestra una fotografía de una vía de circulación con dos calzadas, donde la de la izquierda está iluminada con luminarias LED CCT de 4.000K, con una iluminancia media de 34 lx y un índice de reproducción cromática (CRI) de 75 y la de la derecha con fuentes LED de 3000K y valores idénticos de iluminancia promedio y CRI. Esta conclusión





está de acuerdo con el estudio de Davidovic et al. [17] que llega a una conclusión similar, en este caso, basada en una "evaluación subjetiva de los sujetos realizada a través de un cuestionario".

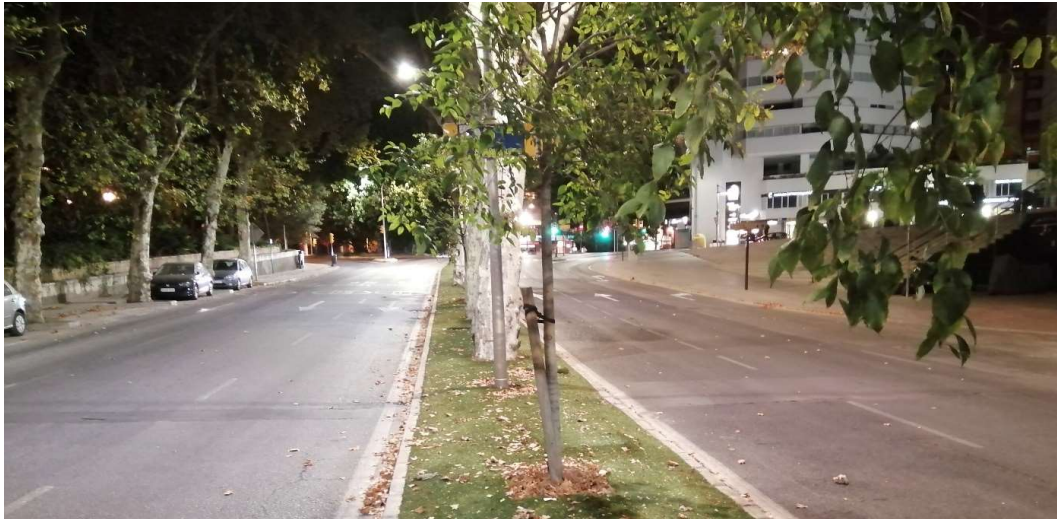


Figure 15. Carretera de doble calzada con el mismo asfalto en remate, iluminada con diferentes fuentes de luz para cada lado de la calle. "Paseo de los Curas" (Málaga, España) - Impresión visual basada en el CCT [4.000K izquierda y 3.000K derecha] para valores iguales de E_m y CRI.

Igualmente, Yao et al. [18] reflejan una mejor capacidad para distinguir formas y colores en ambientes iluminados por fuentes con valores de CRI más altos, y Casagrande et al. [10] presentan conclusiones similares, pero además de incorporar el valor de CRI, incorporan el parámetro CCT, proponiendo una ecuación de superficie función de ambos. Esta ecuación arroja los mejores ratios S/P para fuentes de mayor CRI y CCT (más frías). En ese mismo sentido, a la vista de nuestros resultados podría afirmarse que el valor de CRI no es el único parámetro influyente, sino que es también relevante la estructura del espectro de emisión (ver Fig.3). Serán deseables espectros con mayor cantidad de información en el rango de los verde-azules, y concretamente en la longitud de onda que corresponda al máximo de la curva mesópica asociada según exigencias normativas al vial objeto de estudio. La mejora conseguida en la calidad de la visión repercute en una mayor seguridad.



Los ratios M/P determinados por nuestro análisis, y recogidos en la Tabla 3, muestran que el flujo luminoso proporcionado por el fabricante a la hora de transformarse en flujo efectivo (mesópico), ha de ser reducido en un 12% para el caso de lámparas de VSAP, e incrementado en un 3%, 12% y 15% para el caso de luminarias LED con CCT cálidas, CCT neutras y CCT frías respectivamente. La diferencia acumulada entre HPS y LED neutros es un total del 24%. Se trata de un porcentaje muy significativo, que incrementa los beneficios efectivos de la iluminación con luminarias basadas en diodos más allá de la capacidad superior que ya se obtiene por su mejor factor de aprovechamiento (emisión de luz direccional vs omnidireccional).

En las Figuras 13 a) y 14 a) podemos observar que en la recta inclinada izquierda perteneciente a las líneas de contorno óptimas, el aumento de luminancia de la fuente viene acompañada por un incremento en la interdistancia entre báculos manteniendo unos valores de altura entre 7 y 9 m. Las soluciones de esta recta, tal y como podemos ver en 41 b) y 42 b), presentan una tendencia creciente de la relación distancia / altura de luminaria con el crecimiento de la luminancia hasta alcanzar el valor máximo (entre 3,0 y 3,5). También perteneciente a las líneas de contorno óptimas encontramos la recta horizontal superior, donde el valor de interdistancia entre luminarias es igual a 25 m, corresponde a aquellas luminarias con un flujo luminoso superior al estrictamente necesario. Estos casos permitirían valores de interdistancia superiores a 25 m establecido como valor máximo en este estudio atendiendo a un criterio de funcionalidad de la instalación. Dada esta limitación, la metodología presenta este valor como constante. En este caso, revisando las gráficas 41 b) y 42 b), observamos una tendencia decreciente de la relación distancia / altura con el incremento de la luminancia de las luminarias. Este aspecto se justifica en el hecho de que para evitar un sobre iluminado del vial es necesario aumentar la altura de los puntos de luz. Teniendo en cuenta lo anterior, podemos presentar como la solución más deseable aquella que permita la mayor relación distancia / altura del poste. Así, las soluciones más adecuadas para iluminar nuestra calzada serán aquellas





próximas al punto de corte entre las dos líneas que conforman el contorno óptimo.

Así, estas dos figuras 13 a) b) y 14 a) b), ofrecen un buen punto de partida para seleccionar luminarias en viales clase ME6: luminarias HPS con un flujo fotópico en las proximidades de 3,500 lm y equipos LED con aproximadamente 1,900 lm. En estos casos, la interdistancia entre báculos esperada debe encontrarse en el entorno de los 25 m, y ratios de interdistancia entre báculos / altura del punto de luz, por encima de 3. Los valores exactos en cada caso dependerán de la fotometría específica de cada equipo, pero los resultados no deberían evidenciar grandes diferencias si se utilizan soluciones adaptadas a la clase IESNA tipo II [19].

Finalmente, las Figuras 13 c) y 14 c) también nos muestran que la mejora o empeoramiento de los requerimientos energéticos (en W/m^2) asociados a las instalaciones de alumbrado público en relación con la consideración de luminancia mesópica frente a fotópica no es constante. Podemos aproximar ese porcentaje de variación a una recta diferente para cada tecnología y CCT. Para la tecnología LED neutra, podemos suponer una mejora promedio del 10% (14% si la solución propuesta se acerca al corte de las líneas pertenecientes a las curvas de nivel óptimas) y en el caso de las bombillas de descarga HPS, podemos asumir un deterioro medio del 10% (6% si la solución propuesta se acerca a su zona óptima como en el caso anterior). Valores más precisos podemos estimarlos en 41 c) y 42 c) a partir del Flujo Luminoso de la Luminaria vs % Ratio Variación [W/m^2] M vs P.

2.6. CONCLUSIÓN

Este trabajo evalúa el efecto por corrección de la luminancia fotópica de las luminarias de alumbrado público para adaptarla a un escenario mesópico utilizando para ello la relación M/P que se obtiene en cada caso, la fotometría espectral de la fuente de luz a utilizar y el tipo de geometría del vial. Esta corrección permite diseñar instalaciones de iluminación más eficientes, ajustándolas a las características de funcionamiento del ojo humano en los niveles de luminancia característicos





del alumbrado público artificial. Esta es una razón adicional por la que la tecnología VSAP logra peores resultados visuales en comparación con las luminarias LED, ya que las primeras se ven afectadas negativamente por la peor adaptación de su espectro de emisión al rango de visión mesópico.

La consideración de la visión mesópica puede suponer, para luminarias LED de 4.000K con una luminancia fotópica cercana a los 1.800 lm, una reducción aproximada del 14% en el consumo energético requerido para un ME6. Esto se consigue con la reducción del número de puntos de luz necesarios para cubrir toda la longitud de la carretera a medida que se aumenta la distancia media entre luminarias, en promedio en las simulaciones generadas, en 2 m. Esto significa, considerando una distancia entre báculos de 25 m, la eliminación de 3,2 luminarias por km.

Desde el punto de vista del proceso de cálculo de las instalaciones eléctricas de urbanización para cubrir el programa de alumbrado público, este estudio ha generado una previsión de consumo de energía más precisa y ajustada que los ratios habituales utilizados para la previsión de potencia de este tipo de instalaciones, que están en el entorno de los 1,5 W / m². Esto permite evitar sobredimensionamientos importantes que se traducen en gastos indeseables. Para una carretera de clasificación ME6 con la adaptación a una luminancia mesópica y la optimización de la relación altura / interdistancia de los puntos de luz, obtuvimos un valor medio de los requisitos energéticos para cumplir con los requisitos normativos de 0,48 W/m² para VSAP y 0,10 W / m² para LED neutros, lo que significa un 77,5% menos de carga prevista para VSAP y un 93% menos para LED neutro frente a los 1,5 W / m² indicados anteriormente. Este mismo método puede aplicarse a otras configuraciones viarias habituales y utilizarse como herramienta para la estimación y el diseño de sus instalaciones requeridas, favoreciendo la toma de decisiones efectiva desde la fase de diseño y contribuyendo al desarrollo de ciudades más sostenibles y respetuosas con el medio ambiente.





CAPÍTULO 3

FUENTES DE LUZ ARTIFICIAL INFLUENCIA EN LA MELANOGÉNESIS Y EQUILIBRIO OXIDATIVO DE NUESTRA PIEL





3.1. INTRODUCCIÓN AL TEMA DE ESTUDIO

La luz azul es potencialmente dañina para la salud de nuestra piel debido a la energía asociada a esta franja del espectro visible. La presencia de luz azul en la vida cotidiana de las personas va en aumento. La tecnología LED (con picos de radiación en el azul) se impone en el campo de la iluminación (dispositivos móviles, iluminación artificial, pantallas...). Estos hechos unidos al confinamiento prolongado debido a la pandemia del SARs-Covid 2 nos llevó a plantearnos si estamos expuestos a dosis capaces de producir trastornos en la pigmentación de nuestra piel y su equilibrio oxidativo. Este capítulo se centró en dicho aspecto. La investigación incluyó el desarrollo de una luminaria que barría todo el rango de UVA - violeta - azules (370 - 465nm) para estudios de investigación relacionados con la influencia de esta luz. No obstante, para este caso utilizamos modelos de influencia asociados a diversos efectos ya existentes propuestos en publicaciones previas.

3.2. ESTADO DEL ARTE

Es conocido que la exposición prolongada al sol es uno de los factores de mayor riesgo para la piel. Puede ser causa de lesiones importantes que actualmente están al alza [20 y 21]. El daño producido es acumulativo y diferido en el tiempo. Los periodos de máxima sensibilidad son la infancia y la adolescencia [22].

La conciencia a los efectos dañinos en la salud provocados por la exposición al sol no están aún lo suficientemente asimilados. Existe aún un porcentaje significativo de individuos que no se protegen adecuadamente de su radiación.

La radiación procedente del sol podemos clasificarla según vemos en la figura 16.



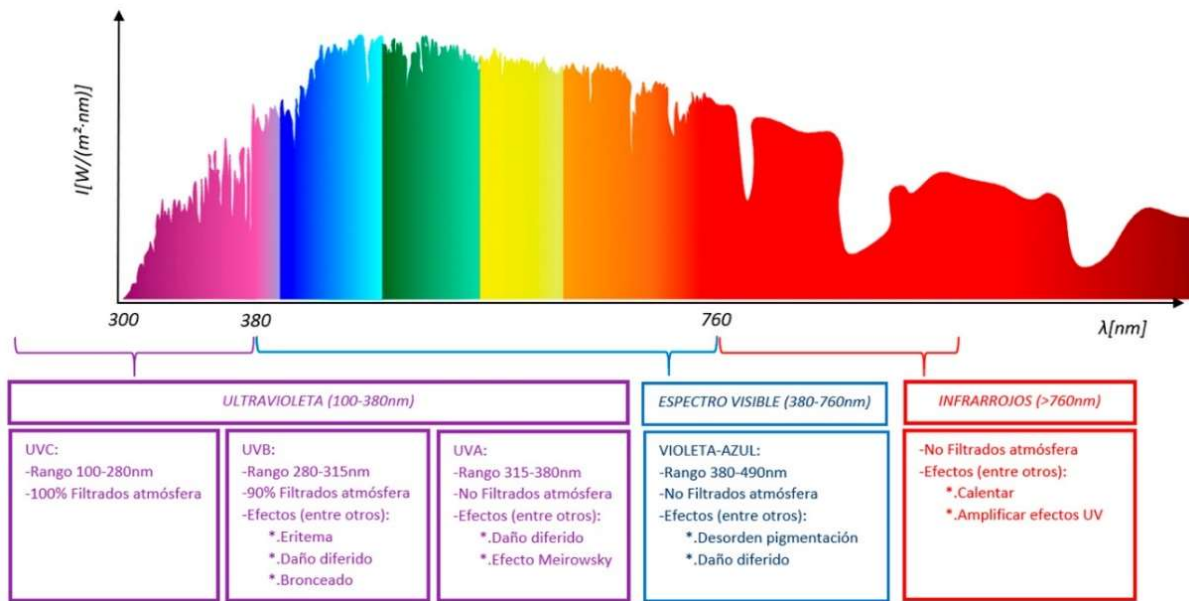


Figura 16. Esquema espectro solar nivel del mar, clasificación radiación y efectos [23 y 24].

La banda UVC o ultravioleta de onda corta (<280nm) es filtrada en su totalidad en la estratosfera [25 y 26], que utiliza este rango de radiación como energía para el desarrollo de las reacciones del ciclo de Chapman [27], responsable de la formación de la capa de ozono. El mismo destino espera a la mayor parte de radiación electromagnética correspondiente al ultravioleta de onda media o UVB (315-280nm). La fracción de esta banda no filtrada, que representa aproximadamente un 10% del total [26], alcanza finalmente la superficie terrestre, al igual que lo hace la UVA o ultravioleta de onda larga o luz negra (380-315nm) [23]. Está bien estudiado que de la radiación UVB no filtrada, los cromóforos presentes en la epidermis absorben alrededor de un 70% [28], provocándole daño solar inmediato, lo que usualmente llamamos quemadura solar o eritema, estimulación de los melanocitos para la producción de melanina (pigmentación indirecta) que se traduce en un bronceado retardado, y además, dado su alto contenido energético es causante de un daño solar diferido por afectación del ADN. La radiación UVA es absorbida por la piel en un 70-80% [28], dado su menor contenido energético, no produce daño inmediato, oxida la melanina existente causando un bronceado instantáneo (efecto Meirowsky) [29], y al igual que la UVB es responsable de un daño solar diferido, entre otras causas, por la producción de moléculas y especies muy reactivas basadas en el oxígeno, a las que se suele denominar



radicales libres, y cuya interacción con el medio produce un desequilibrio respecto a su funcionamiento natural, un estrés oxidativo, que termina provocando un daño celular que puede alcanzar al ADN. La radiación UVA dado su mayor longitud de onda, penetra más en la piel, provocando un daño a mayor profundidad que alcanza la dermis, sustrato que sirve de lecho a la epidermis además de nutrirla, y cuya estructura se desarrolla en forma de matriz gelatinosa donde se integran entre otras las fibras de elastina, y de colágeno, encargadas de aportar elasticidad y resistencia a la piel. El daño en la dermis es causante de un fotoenvejecimiento por afectación de estas fibras, además de poder ser causante de otras afecciones, entre las que se incluyen las derivadas de la lesión del ADN. La contribución de la radiación UVB y UVA al desarrollo de patologías por exposición solar son del 80% y 20% respectivamente [28]. La implicación de la luz visible (380-500nm) de alta intensidad en el desarrollo y evolución de estas patologías se encuentra bajo debate científico. A este respecto encontramos estudios que afirman que entre las causas de la hiperpigmentación (melasma) en los individuos melanocompetentes (fototipo III o superior) está la estimulación de la piel con radiaciones en el rango del espectro visible 415-465nm (violeta-azul), justificándose este hecho por la presencia de Opsina3 en este órgano, proteína reguladora de la producción de melanina, sensible a la radiación visible, con pico de sensibilidad a los 465nm, de tal forma que al ser excitada por una luz con energía en esa franja del espectro, a través de una serie de reacciones moleculares produce una melanogénesis más duradera que la producida por la radiación ultravioleta de onda media (UVB) [30]. Otros estudios han observado por análisis de la autofluorescencia, a través de experiencias en ratones y cultivos de queratinocitos humanos fotoestimulados, que la radiación visible en rango de los azules por debajo de los 453nm produce estrés oxidativo fundamentalmente en las mitocondrias de los queratinocitos, siendo el daño causado por fotón en la franja energética del azul un 25% del causado por su homólogo en la franja de radiación UVA [31]. Existen incluso referencias que cuantifican la capacidad relativa de producir una pigmentación permanente en el rango 400-500nm en función de la longitud de onda [32].

Los nuevos hábitos de vida actual están caracterizados por altos tiempos de uso de dispositivos móviles,





televisión y equipos informáticos bajo fuentes de luz artificial, todo ello mayoritariamente basado en tecnología LED caracterizada por presentar picos de radiación en la franja de los azules.

El presente trabajo estudia si la dosis de luz artificial a la que estamos expuestos es capaz de afectar de forma significativa la pigmentación de nuestra piel, así como su equilibrio oxidativo. Y determinar su contribución respecto del total en lo que hemos considerado un día tipo.

3.3. METODOLOGÍA

Medimos los espectros de emisión e irradiancias del sol en un ciclo diurno de mediados de verano y la irradiancia y características espectrales de la iluminación artificial así como los monitores de diferentes dispositivos electrónicos: Una bombilla incandescente (lámpara philips 60 W), 1 lámpara fluorescente compacta (Lexman 22 W), 1 tubo fluorescente (Osram 18 W, 60 cm), 3 lámparas LED (Philips Coreplus A60 Led 10 W) de tres temperaturas de color diferentes (3000, 6000 y 6500 K); 3 tabletas (BQ Kepler 2, Lenovo M10, Samsung Galaxy Tab A); 5 teléfonos celulares (Xiaomi Mi Max 3, BQ Aquarius X, Huawei P Smart, Motorola C Plus e Iphone 7), 4 pantallas de computadora (Huawei Matebook D, ASUS GA401IU-HE002, BenQ 2706PQ y HP 1943HR) y un televisor inteligente LED (LG 75UM7050). Todas las mediciones se realizaron en el Laboratorio de Fotobiología del Centro de Investigación Médica Sanitaria de la Universidad de Málaga en Málaga, España.

En primer lugar, se caracterizó la radiación solar diaria de Málaga a fecha de 2 de Julio del 2019, días de máxima irradiación solar del año en nuestra latitud. Para ello, se realizaron mediciones de la radiación solar durante medio ciclo diario desde el tejado del Centro de Investigaciones Médico Sanitarias de la Universidad de Málaga (36.72° N, 4.47° W, 50 m altitud del mar). Las medidas se realizaron cada hora desde las 9 hasta las 15 horas. Las medidas abarcaron un rango espectral 300-800nm.

Posteriormente se caracterizaron el resto de fuentes, previo a ello, se procedió a la limpieza de la superficie de emisión de luz de cada uno de los dispositivos





pertenecientes a nuestro censo muestral. Se utilizó un paño de microfibra completamente limpio y humedecido con una pequeña cantidad de líquido limpiador y posteriormente se secó con otro paño de microfibra completamente seco. Una vez limpios y secos se activó el dispositivo, en el caso de pantallas se seleccionó un fondo blanco y se configuró a brillo máximo. Las medidas se realizaron en oscuridad del laboratorio y tras 10 min de encendido para obtener valores de intensidad de luz constantes.

Para caracterizar los espectros la medida se realizó a 0 cm de distancia para móviles y luminarias (ver figura 17), 20cm para monitores y 50 m sobre el nivel del mar para el caso del sol.



Figura 17. Caracterización espectro emisión LED 3000K.

Para irradiancia biológica y demás propósitos se determinó a 60 cm para el caso de pantallas [33], a 150 cm para luminarias [34, 35 y 36] (ver figura 18) y 20 cm en el caso de dispositivos móviles.

Las medidas de irradiancia espectral se realizaron utilizando un espectrorradiómetro de doble monocromador MACAM SR-2271 (Irradian Co., Scotland, UK) conectado mediante fibra óptica a un sensor tipo esfera integradora Ulbricht. El espectrorradiómetro fue calibrado tanto en longitud de onda como irradiancia en el Centro Nacional de Óptica frente a lámpara de calibración UV-Visible certificada.

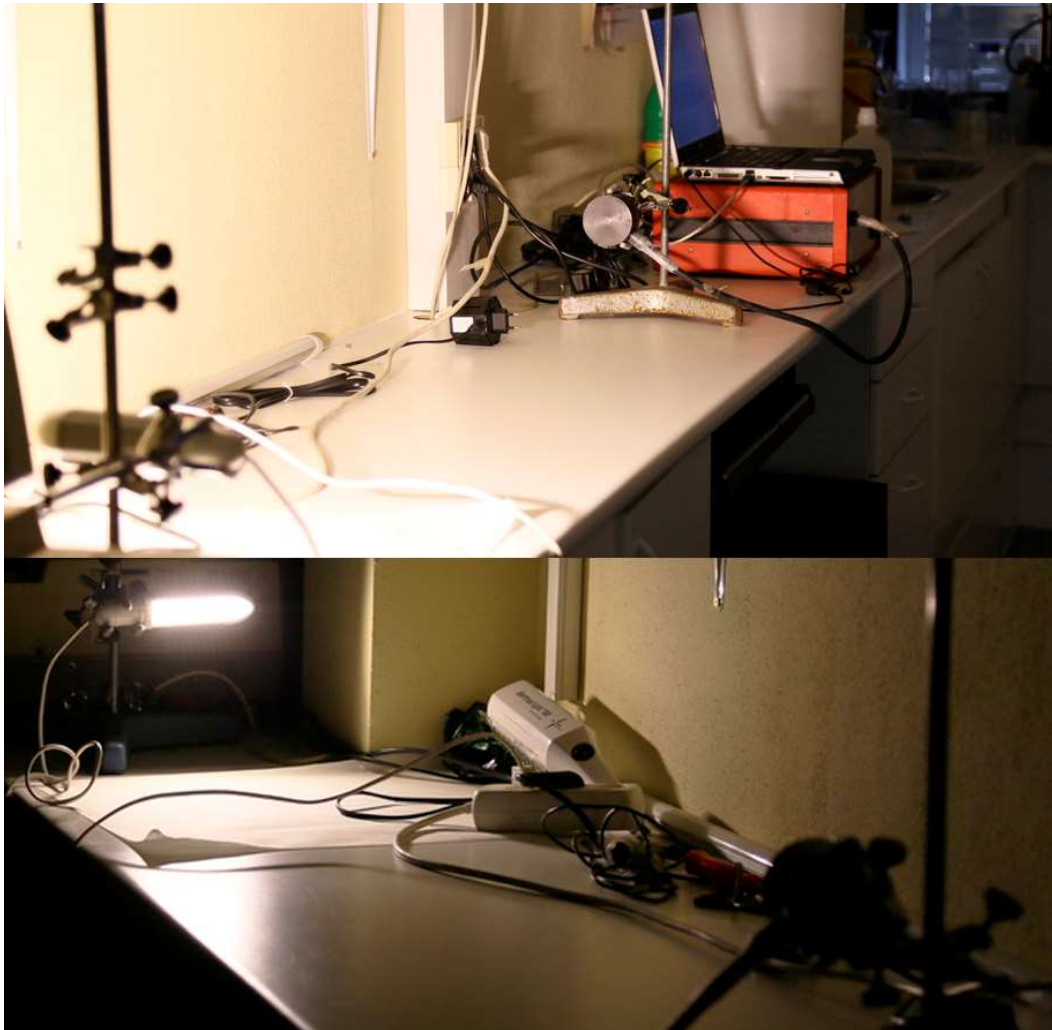


Figura 18. *Medida irradiancia biológica LED 3000K a 150cm.*

De cada fuente de iluminación se realizaron 5 medidas a la distancia establecida para caracterización del espectro de emisión y otras 5 medidas para determinar la irradiancia biológica. Se representaron los valores medios, en todos los casos se obtuvo una desviación estándar menor del 2%.

Los valores de irradiancia espectral absoluta para la luz del día y las diferentes fuentes de luz se ponderaron por longitud de onda por las correspondientes funciones de paso para estimar los valores de irradiancia efectiva asociados a cada uno de los efectos biológicos estudiados, IPD, PPD y estrés oxidativo. Pero previo a la ponderación fue necesario determinar dichas funciones de ponderación por longitud de onda. Para el caso de PPD estudiamos las correlaciones con los espectros de acción de PPD dentro del rango de 320-400 nm propuesto por



Chardon et al. y el propuesto por Maeda et al. , que cubre un rango de 320 a 500 nm [32 y 37]. A la vista de los resultados del análisis de correspondencia para ambos espectros con una dispersión máxima de capacidad relativa de 0.175 a 340 nm (ver figura 19), los valores de Maeda fueron validados y utilizados para ponderar PPD y construir las correspondientes curvas de irradiancia ponderada (efectiva). Para el caso de IPD estudiamos las funciones de ponderación propuestas Rosen et al. e Irwin et al. [38 y 39], en este caso se validaron los valores propuestos por Irwin hasta los 390 nm, completando la función a partir de dicho valor atendiendo a ambos. Hicimos lo mismo para el estrés oxidativo utilizando en este caso los valores descritos por Zastrow et al. [40]. Las funciones de ponderación a valores efectivos, son regresiones de tipo polinómicas y potencial ajustadas por tramos según método de mínimos cuadrados a las nubes de puntos propuestas por los distintos autores con coeficientes de determinación en todo caso superiores a 0,975 (ver figura 20).

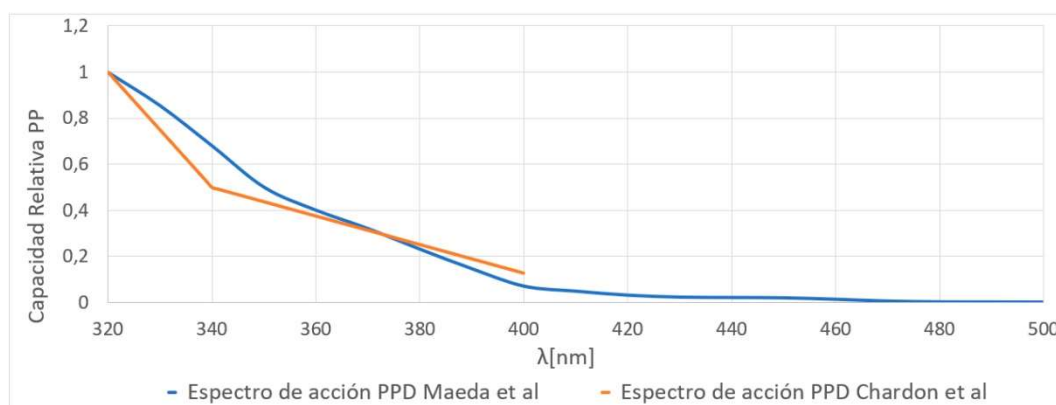


Figura 19. Comparativo espectro de acción pigmentación permanente Maeda et al [32] vs Chardon et al [37].

La dosis efectiva necesaria para producir el efecto biológico (entendiendo esta como la dosis requerida a la longitud de onda donde el efecto es máximo, es decir, si radiamos a dicha longitud de onda la irradiancia requerida para la producción del efecto será la menor de todas, para un mismo tiempo de exposición, PPD 320 nm e IPD 340nm), se determinó corrigiendo los valores de dosis propuestos en las producciones científicas consultadas. Para la corrección de dosis ponderamos el espectro de emisión de la fuente utilizada en cada estudio de investigación consultado, usando la función de paso asociada al efecto biológico estudiado, posteriormente obtuvimos



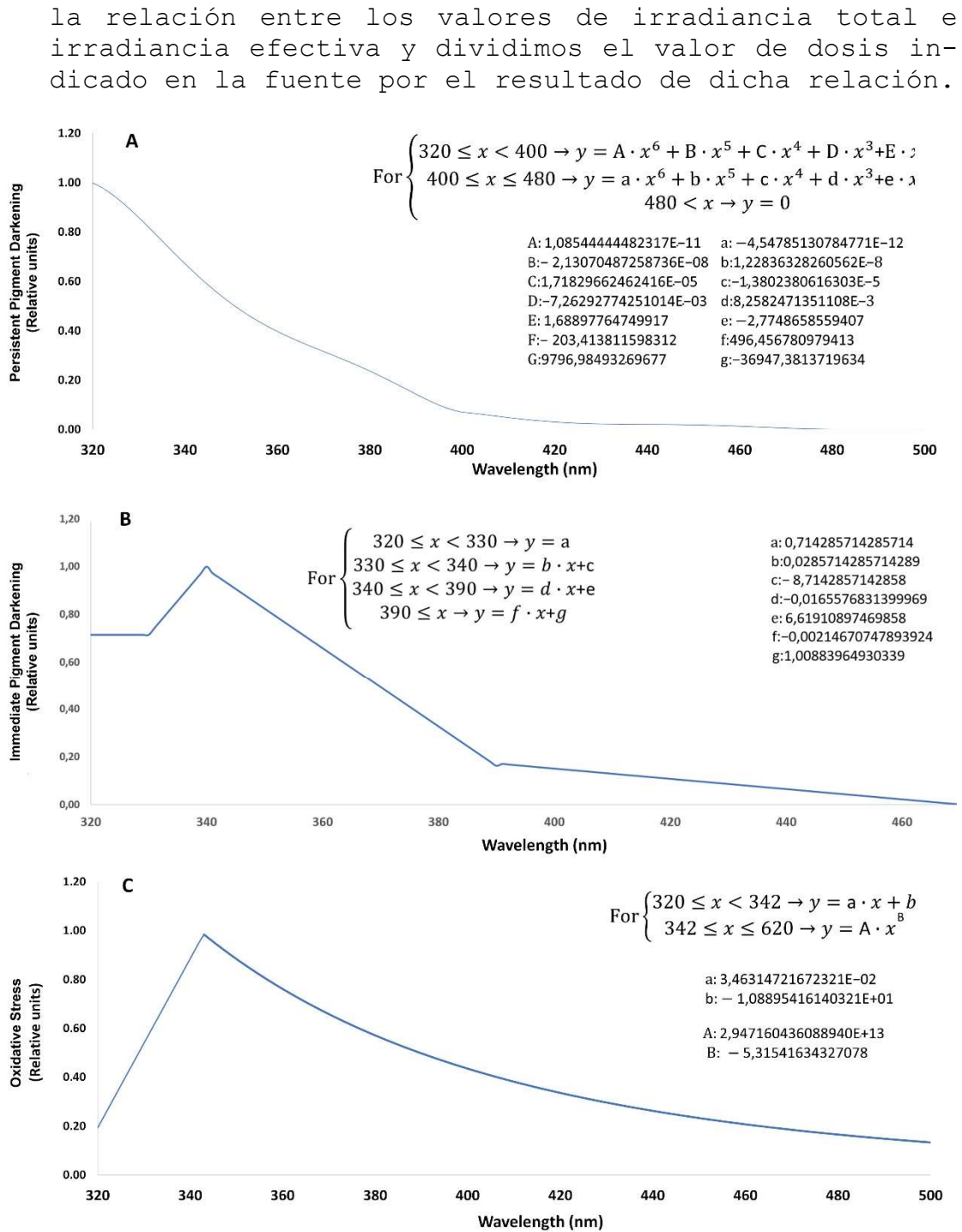


Figura 20. Curvas de regresión ponderadas para determinar radiación efectiva a partir de radiación real medida. A) pigmentación persistente (rango 320-500 nm) [32], B) pigmentación inmediata (rango 360-470 nm) [38, 39] y C), generación de estrés oxidativo (rango 320-620 nm) [40].

Finalmente, desarrollamos ecuaciones de referencia para determinar las dosis efectivas requeridas para





inducir IPD y PPD en base a los valores de irradiancia medios estimados a partir de las mediciones realizadas y los tiempos de exposición predefinidos para cada fuente de luz (fórmulas 6 y 7).

3.4. RESULTADOS

Los espectros de emisión para las diferentes fuentes de luz se muestran en la figura 21. En el caso de la iluminación interior y pantallas, se puede determinar una clara tendencia al uso de tecnología LED, evidenciada por la presencia repetida del patrón de radiación LED característico, con un pico en el rango de luz azul (alrededor de 450 nm). La contribución de la luz azul emitida por el sol (400-500 nm) fue varios órdenes de magnitud mayor que las contribuciones de otras fuentes (ver tabla 6).

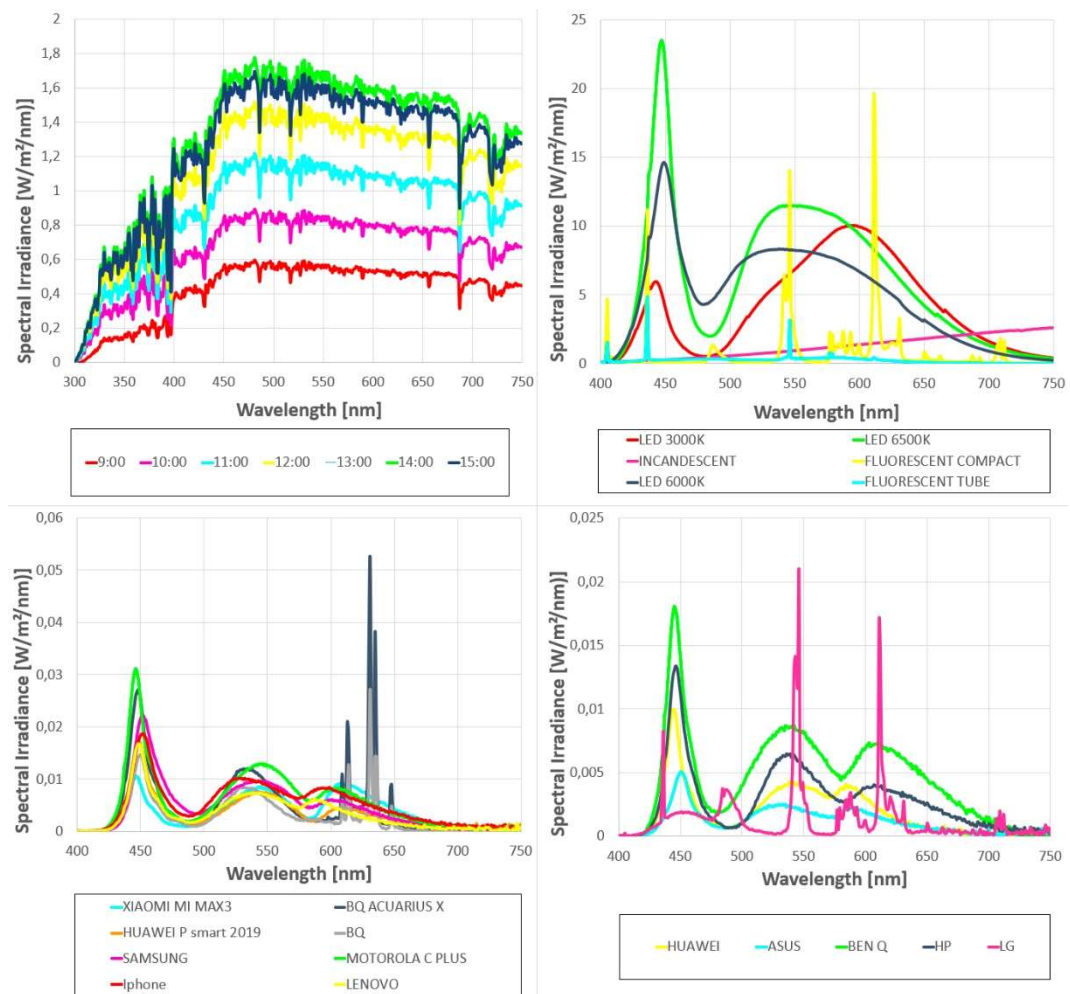




Figura 21. Espectros de emisión de las fuentes de luz analizadas. [Arriba Izquierda] irradiancia espectral del sol el 2 de julio de 2019 de 9:00 a 15:00. [Arriba Derecha] irradiancia espectral de luminarias. [Abajo Izquierda] irradiancia espectral de teléfonos celulares y tabletas. [Abajo Derecha] irradiancia espectral de monitores y TV.

Basándonos en los espectros de emisión identificados para cada fuente de luz artificial, clasificamos la energía irradiada en tres rangos: azul (400-500 nm), verde (500-600 nm) y rojo (600-750 nm). Agregamos la parte UVA del espectro solar debido a su alto peso relativo en los espectros de acción para la pigmentación y el estrés oxidativo. Estos resultados se muestran en la Tabla 6.

Tabla 6. Irradiancia real (no ponderada) para monitores a una distancia de 60 cm, bombillas a una distancia de 150 cm (iluminación de oficina 500 lux), móviles a una distancia de 20 cm, y sol a una distancia de 50 m sobre el nivel del mar. Distribución porcentual de luz UVA, azul, verde y roja.

Equipo/Tiempo	Irradiancia Total (W/m ²)	% UVA (320-400 nm)	% Azul (400-500 nm)	% Verde (500-600 nm)	% Red (600-750 nm)
Sol. 2 de Julio de 2019					
9:00	190.21	7.13	26.07	28.67	38.12
10:00	294.49	9.64	25.38	27.89	37.09
11:00	400.94	9.64	25.38	27.89	37.09
12:00	499.21	9.64	25.38	27.89	37.09
13:00	559.40	9.64	25.38	27.89	37.09
14:00	584.57	9.64	25.38	27.89	37.09
15:00	557.80	9.64	25.38	27.89	37.09
Luminarias					
Incandescente	5.75	-	6.12	21.5	72.39
Fluorescente Comp.	2.74	0.51	11.47	38.55	49.47
Fluorescente Tubo	3.13	2.25	35.81	42.14	19.80
LED 3000K	2.81	-	11.99	47.27	40.74
LED 6000K	3.08	-	30.84	46.84	22.32
LED 6500K	3.09	-	28.32	46.31	25.38
Móviles y Tabletas					
XIAOMI MI MAX3	0.28	-	19.1	39.34	41.56
BQ ACUARIUS X	0.22	-	31.07	37.37	31.57
HUAWEI P smart	0.19	-	29.95	36.68	33.37
MOTOROLA C+ PLUS	0.21	-	36.71	46.68	16.6
iPhone 7	0.10	-	39.82	51.76	8.42
BQ Tablet	0.33	-	32.2	39.49	28.31
LENOVO Tablet	0.51	-	34.4	48.9	16.7
SAMSUNG Tablet	0.15	-	35.4	39.25	25.35





<i>Pantallas</i>					
HUAWEI Matebook	0.19	-	28.4	42.41	29.19
ASUS	0.10	-	33.3	47.21	19.49
BQ 2706PQ	0.61	-	29.68	41.58	28.74
HP 1943HR	0.29	-	33.25	43.61	23.15
LED TV LG 75UM7050	0.14	-	27.74	33.13	39.13

En el caso de los teléfonos inteligentes, la luz azul representó una media del 32,3% del espectro de luz visible, con contribuciones que van desde un mínimo del 19,1% (Xiaomi) hasta un máximo del 39,82% (iPhone). En el caso de los monitores de ordenador, la luz azul supuso una media del 30,5%. Los resultados para las luces artificiales fueron más variables y variaron del 6,12% para las luces incandescentes al 36,81% para las bombillas fluorescentes. El porcentaje de luz diurna en el rango de luz azul fue similar durante todo el ciclo solar analizado (25,38% a 26,07%).

El análisis de regresión de las curvas de ponderación para los tres efectos biológicos: IPD, PPD y estrés oxidativo por longitud de onda dio como resultado las funciones que se muestran en la Figura 20 del punto anterior.

Los valores de irradiancia efectiva obtenidos de la integración de las curvas ponderadas de irradiancia absoluta por los tres espectros de acción se resumen en la Tabla 7. Esta tabla también muestra los tiempos requeridos para alcanzar las dosis efectivas para inducir PPD e IDP y la cantidad de radicales libres generados en cada uno de estos casos.

Dado que la pigmentación de la piel y el estrés oxidativo dependen principalmente de la radiación UVA, la exposición al sol en un día típico de verano pudo generar aproximadamente el 98% del daño potencial. La irradiancia efectiva para PPD bajo el sol a las 14:00 del mediodía (12:00 hora solar) alcanzó los 2,549 mW / cm² seguido de un tubo fluorescente a una distancia de 1,5 m (distancia de iluminación estándar). Los dispositivos electrónicos a 20 cm o pantallas de computadora variaron de 0.00004 a 0.0003 mW / cm² de irradiancia efectiva PPD.

Los tiempos requeridos para producir los efectos de pigmentación IPD y PPD bajo el sol se aproximaron más que para el caso de las fuentes artificiales, mostrando





diferencias aproximadas que van desde los 10 minutos a las 9:00 a 2 minutos de exposición a las 14:00. Fueron necesarias 125 horas bajo luz fluorescente o 165 horas bajo led de 6500 K para producir una dosis mínima de PPD.

Se necesitó aproximadamente dos veces y media menos cantidad de tiempo para producir IPD con fuentes de luz artificial en comparación con el PPD. El tiempo para alcanzar el IPD varió significativamente a la distancia estándar para los dispositivos electrónicos que van, en una escala de tiempo muy larga, desde una exposición de 335 h bajo pantallas de computadora hasta exposiciones de más de 2000 h a televisores inteligentes. La exposición de los teléfonos móviles osciló entre 414 h en el modelo de tableta Lenovo hasta 1946 h del iPhone 7 para alcanzar un IPD mínimo.

Tabla 7. Irradiancias efectivas totales para PPD, IPD y estrés oxidativo. Tiempos necesarios para alcanzar las dosis de PPD e IPD. Cantidad de radicales libres producidos en los tiempos necesarios para inducir PPD e IPD.

Equipo	Irradiancia Efectiva PPD	Horas Dosis Min. PPD	Irradiancia Efectiva IPD	Horas Dosis Min. IPD	Irradiancia Efectiva Estrés Oxidativo	Rad/mg X10 ¹² PPD	Rad/mg X10 ¹² IPD
Sol. 2 de Julio de 2019							
9:00	6.126	0.37	9.306	0.27	33.53	4423.332	3275.621
10:00	12.843	0.17	18.662	0.14	57.39	3611.023	2795.688
11:00	17.485	0.13	25.407	0.10	78.14	3611.022	2795.688
12:00	21.770	0.10	31.634	0.08	97.29	3611.022	2795.688
13:00	24.395	0.09	35.449	0.07	109.02	3611.023	2795.688
14:00	25.493	0.09	37.044	0.07	113.93	3611.022	2795.688
15:00	24.325	0.09	35.347	0.07	108.71	3611.022	2795.688
Luminarias							
Incandesc.	0.004	530.19	0.0115	220.02	0.24	47476.928	19702.054
Fluo. Comp.	0.006	356.20	0.0182	139.04	0.25	33001.812	12881.754
Fluo. Tubo	0.018	125.37	0.0511	49.42	0.51	23302.563	9185.197
LED 3000K	0.006	389.37	0.0175	144.36	0.26	36676.717	13597.626
LED 6000K	0.012	183.85	0.0327	77.21	0.44	29390.736	12343.093
LED 6500K	0.014	165.92	0.0371	68.08	0.42	25818.874	10593.769
Móviles y Tabletas							
XIAOMI MI MAX3	0.001	2782.02	0.002	1183.24	0.03	30746.869	13077.146
BQ ACUARIUS X	0.001	2136.32	0.003	924.32	0.03	23918.184	10348.723
HUAWEI P Smart	0.001	2776.72	0.002	1244.68	0.02	24970.518	11193.121
BQ tablet	0.002	1453.70	0.004	664.99	0.04	24973.373	11423.987
SAMSUNG	0.001	3298.58	0.002	1587.27	0.02	26421.596	12714.046
iPhone 7	0.001	4144.84	0.001	1946.31	0.01	26366.125	12380.866
MOTOROLA C+	0.001	1808.22	0.003	766.23	0.03	23174.099	9819.962
LENOVO	0.002	916.18	0.006	414.72	0.08	26303.420	11906.485





Tablet							
Pantallas							
HUAWEI	0.001	2469.21	0.003	1007.765	0.03	24125.123	9846.267
ASUS	0.0005	4521.23	0.001	2000.862	0.02	25700.478	11373.698
BEN Q	0.003	815.56	0.008	335.936	0.09	25440.591	10479.191
HP	0.002	1452.66	0.004	613.534	0.04	23475.646	9914.958
LG	0.0004	5524.56	0.001	2225.725	0.02	33034.676	13308.943

El valor de dosis para PPD indicado en la fuente es de 20 J/cm^2 con un LED de $415 \pm 5 \text{ nm}$ [30]. Ponderamos el espectro asociado a dicho LED usando la expresión de Maeda [32] (ver figura 20-A) y obtenemos el espectro efectivo (ver figura 22). La irradiancia espectral total del LED de $415 \pm 5 \text{ nm}$ (área bajo la curva azul) es de $113,75 \text{ W/m}^2$. La irradiancia efectiva total del LED de $415 \pm 5 \text{ nm}$ para producción de pigmentación permanente (área bajo la curva naranja) es de $4,60 \text{ W/m}^2$. La relación entre los valores totales indicados es de 24,75, así pues, diremos que la dosis efectiva para producción de pigmentación permanente es de $0,81 \text{ J/cm}^2$, valor que resulta de dividir la dosis de 20 J/cm^2 referida a la irradiancia espectral total del LED de $415 \pm 5 \text{ nm}$ por 24,75. Dicho valor de dosis es el considerado en los cálculos de la tabla 7.

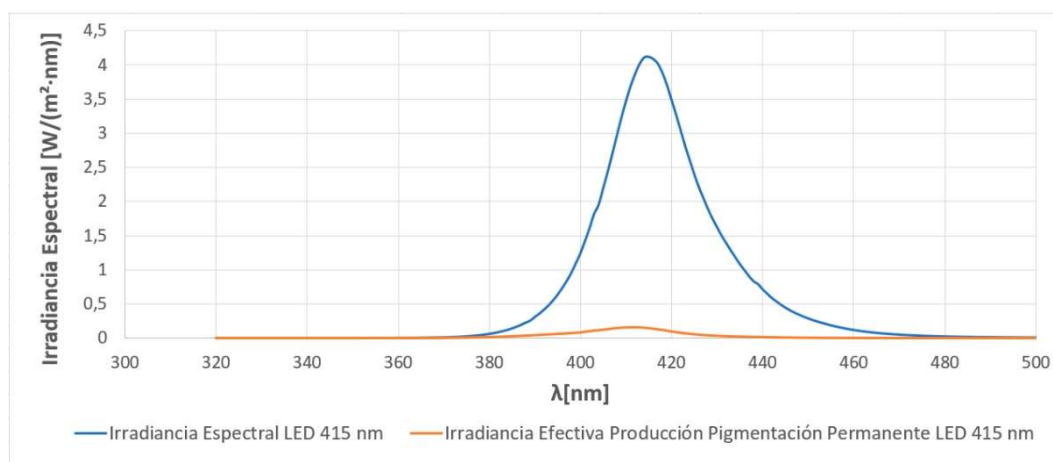


Figura 22. Irradiancia Espectral LED $415 \pm 5 \text{ nm}$ vs Irradiancia Efectiva PPD.

De igual forma procedimos para la obtención de la dosis mínima de IPD. En este caso la fuente [39] indica una dosis de 1 J/cm^2 con una radiación de banda estrecha con pico en 340 nm . Obtuvimos la irradiancia espectral correspondiente a la fuente utilizada en la investigación [39]. A partir de ella y con la función de convolución propuesta por la misma fuente (ver figura 20-B) determinamos la irradiancia efectiva (ver Fig. 23).

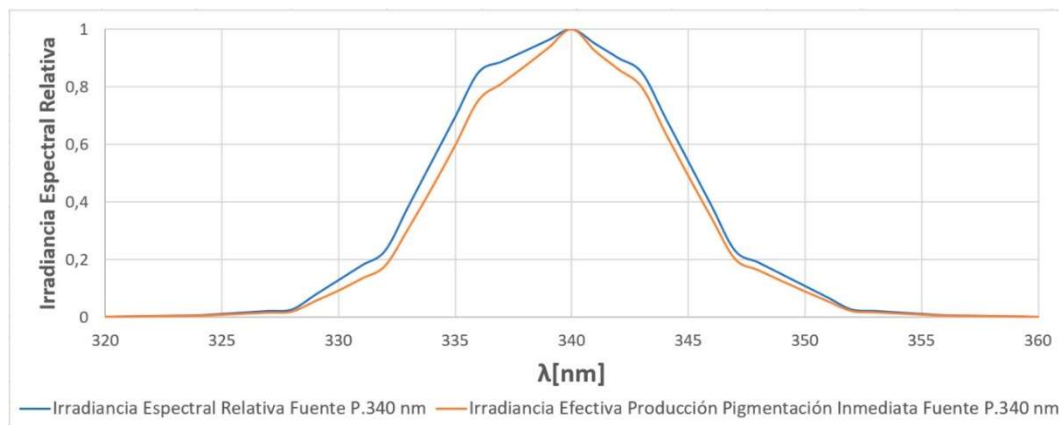


Figura 23. Irradiancia Espectral Relativa Fuente 340 nm vs Irradiancia Efectiva IPD.

La irradiancia espectral relativa total de la fuente de banda estrecha con pico a 340 nm (área bajo la curva azul) es de $12,08 \text{ W/m}^2$. La irradiancia efectiva total para producción de pigmentación inmediata (área bajo la curva naranja) es de $10,99 \text{ W/m}^2$. La relación entre los valores totales indicados es de 1,1. Así pues, diremos que la dosis efectiva para producción de pigmentación permanente es de $0,91 \text{ J/cm}^2$, valor que resulta de dividir la dosis de 1 J/cm^2 referida a la irradiancia espectral total de la fuente de banda estrecha con pico a 340 nm por 1,1. Dicho valor de dosis es el considerado en los cálculos de la tabla 7.

3.5. DISCUSIÓN

La radiación visible de corta longitud de onda en el rango de los 415-465nm (violeta-azul) además de participar del fotoenvejecimiento de la piel, es entre otras causas responsable de la hiperpigmentación cutánea en individuos melanocompetentes. La contribución a este fenómeno es más alta cuanto menos es la longitud de onda. Por encima de los 480nm podemos asumir ausencia de contribución en efectos PPD e IDP (ver Fig. 20).

La presencia de luz azul en nuestra vida cotidiana es mayor. La causa fundamental es el uso cada vez más frecuente de la tecnología LED como fuente lumínica, que logra la luz blanca a partir de un emisor de luz azul recubierto por fósforo [16]. La exposición a dichas fuentes se intensificó durante los periodos de confinamiento a consecuencia del COVID-19. Si bien el peligro de luz azul relacionado con estos dispositivos artificiales ha





sido analizado en profundidad en el ojo humano [16 y 41], no ha sido igual para el caso de la piel humana.

El origen azul de la luz radiada por este tipo de emisores es el causante del pico característico en el azul que observamos en el espectro de emisión de estos dispositivos y que supone un incremento de la energía radiada en dicho rango de longitudes de onda. No obstante, se observa sin más que multiplicar la irradiancia total por el porcentaje de azul (ver Tabla 6), que el valor de radiación recibida en dicho rango para lograr iguales valores de iluminancia (lux), es igual o ligeramente inferior para el caso de iluminación LED cálida ($T^a \leq 3000K$) que para el caso de las bombillas incandescentes que hemos venido utilizando tradicionalmente, consecuencia de la muy superior eficiencia lm/W de los LEDs frente a las bombillas de incandescencia [42], que requieren por tanto de una potencia muy superior en relación a los LEDs, que se traduce en irradiancias superiores no compensadas por los inferiores porcentajes de radiación en dicho rango de longitudes de onda. Los LEDs se utilizan para iluminación de exteriores, interiores, pantallas de dispositivos móviles, faros de vehículos, tabletas, portátiles, televisiones, etc.

Los cambios en los hábitos de vida, a menudo caracterizados por pasar muchas horas frente a pantallas digitales, a menudo en espacios interiores iluminados con luz fría ($> 5000 K$), han provocado una mayor exposición a la luz azul [41]. Para investigar si esta exposición pudiera resultar en dosis capaces de causar trastornos de pigmentación de la piel, desarrollamos la siguiente ecuación de referencia basada en las dosis medias efectivas para inducir PPD para cada fuente de luz analizada para determinar si alguna de las fuentes emitió una proporción significativamente mayor de azul ligero que los demás (Fórmula 6).

$$D = (a \cdot h_1 + b \cdot h_2 + c \cdot h_3 + d \cdot h_4) \cdot 3600 / 10000 \quad (\text{Fórmula 6})$$

Donde:

D: Dosis luz azul [J/cm^2] ciclo diario analizado

a: $0.00122175W/m^2$ (irradiancia media 400-500 nm, pantallas)





b: 0.00825764W/m^2 (irradiancia media 400-500 nm, iluminación)

c: 0.00114033W/m^2 (irradiancia media 400-500 nm, móv./tabl.)

d: 18.91968012W/m^2 (irradiancia media 320-500 nm, sol)

h1: Horas día estimadas frente a pantalla

h2: Horas día estimadas exposición iluminación

h3: Horas día estimadas uso móvil/tableta

h4: Horas día estimadas exposición sol

Se ha mostrado que una dosis eficaz de $0,808\text{ J / cm}^2$ o superior de luz azul induce una PPD perceptible en la piel y que una dosis de $2,020\text{ J / cm}^2$ o superior produce una hiperpigmentación claramente visible [30]. Por tanto, se puede considerar que un nivel de energía de $2,020\text{ J / cm}^2$ es el umbral para la inducción de PPD en esta longitud de onda.

Se deben tener en cuenta ciertos factores al aplicar nuestra ecuación. En primer lugar, las dosis de irradiancia se basan en valores medios calculados a partir de una muestra de dispositivos electrónicos y bombillas de uso habitual. En segundo lugar, la radiación solar varía considerablemente a lo largo del día y según la estación.

Observamos una aportación claramente superior al resto del orden de 2300 veces mayor a la que le sigue. Dicha aportación que consideraremos controlante corresponde al sol. En ausencia de luz solar, alcanzar las dosis necesarias para pigmentar ($0,808\text{ J / cm}^2$) requiere de tiempos de exposición casi imposibles de alcanzar más allá de situaciones de experimentación controlada ver tabla 7.

Los tiempos obtenidos, que corresponden a tiempos de exposición ininterrumpidos, nos permiten afirmar que la radiación de dispositivos de uso cotidiano no es suficiente para provocar una pigmentación permanente.

Según nuestra ecuación, si asumimos que un trabajador de oficina en un día típico usa un teléfono inteligente / tableta durante 1,5 horas [43], está expuesto a





iluminación artificial y monitores durante 8 horas y pasa 1 hora al sol, él / ella, recibirán una dosis efectiva PPD de 6.839 J / cm², de los cuales el sol representaría el 99,59%, la iluminación artificial el 0,35%, los monitores el 0,05% y los dispositivos móviles el 0,01%.

La fórmula se puede aplicar fácilmente para estimar dosis individuales simplemente cambiando el tiempo asignado a cada concepto. En todos los casos, sin embargo, el sol sería el mayor contribuyente (> 95% en situaciones típicas).

De igual forma hemos establecido una ecuación de referencia a partir de los valores efectivos de IPD promedio de cada tipo de fuente para estimar los porcentajes de contribución para cada tipo de emisor y determinar si existe alguna contribución muy superior al resto y que por tanto pudiéramos considerar controlante (Fórmula 7).

$$D = (A \cdot h_1 + B \cdot h_2 + C \cdot h_3 + D \cdot h_4) \cdot 3600 / 10000 \quad (\text{Fórmula 7})$$

Donde:

D: Dosis luz azul [J/cm²] ciclo diario analizado

A: 0.003330675 W/m² (irradiancia media 400-470 nm, pantallas)

B: 0.02295893 W/m² (irradiancia media 400-470 nm, ilum.)

C: 0.00287042 W/m² (irradiancia media 400-470 nm, móv./tabl.)

E: 27.54992465 W/m² (irradiancia media 320-470 nm, sol)

h1: Horas día estimadas frente a pantalla

h2: Horas día estimadas exposición iluminación

h3: Horas día estimadas uso móvil/tableta

h4: Horas día estimadas exposición sol

Según la literatura, una dosis de 1 J / cm² de 340 nm - luz UV induce IPD [39 y 44].

Las mismas advertencias aplicadas a la ecuación de PPD se aplican a la ecuación de.





En este caso, la proporción de luz efectiva para IPD emitida por el sol fue 1200 veces mayor que la emitida por el siguiente contribuyente más importante. Nuevamente, en ausencia de luz solar (o experimentos de laboratorio), sería imposible alcanzar una dosis capaz de inducir IPD ($> 1 \text{ J} / \text{cm}^2$) (Tabla 7).

En consecuencia, en las circunstancias analizadas (que corresponden a tiempos de exposición ininterrumpidos), la radiación de los dispositivos cotidianos no provocan IPD.

En este caso, un oficinista típico que usa un teléfono inteligente o tableta durante 1,5 horas y pasa 8 horas en la oficina y 1 hora al sol recibiría una dosis efectiva IPD de $10 \text{ J} / \text{cm}^2$, de los cuales el 99,22% lo aportaría el sol, 0,66% por iluminación de oficinas, 0,10% por monitores y 0,02% por smartphones / tabletas.

Como anteriormente, la fórmula se puede adaptar para estimar dosis individuales en diferentes circunstancias. Nuevamente, el mayor contribuyente en circunstancias normales será siempre el sol, con una contribución superior al 95%.

Podemos decir que el sol es la fuente controlante para producción de estos efectos.

3.6. CONCLUSIÓN

La exposición a la luz azul tiene consecuencias para la salud, incluido el fotoenvejecimiento y la hiperpigmentación. La tecnología LED se utiliza cada vez más para proporcionar iluminación interior y exterior y emite una proporción considerable de luz azul. La radiación emitida por los LED cálidos ($\leq 3000\text{K}$) en el rango de luz azul es ligeramente más baja que la emitida por las bombillas incandescentes tradicionales. La luz azul de la iluminación artificial y los dispositivos electrónicos representa menos del 2% de toda la radiación necesaria para inducir la PPD en un día normal. Por lo tanto, el uso de estos dispositivos no debería aumentar el riesgo de trastornos de la pigmentación. No obstante, la exposición alta y prolongada a la iluminación artificial y a los dispositivos y pantallas electrónicos (p. Ej.,





Durante el bloqueo de COVID-19) podría aumentar significativamente el riesgo para las personas con clasificación de tipo de piel altos según Fitzpatrick o personas con otros factores de riesgo de hiperpigmentación. Por lo tanto, las personas en riesgo deben protegerse cuando se exponen a fuentes de luz azul.

3.7. PROPUESTA DISPOSITIVO LED AZULES

En paralelo a la investigación llevada a cabo para la elaboración de este estudio, se desarrolló un dispositivo lumínico para estudios de investigación relacionados con los efectos de la radiación UVA - violeta - azules (370 - 465nm) en la piel. El equipo monta una matriz de 7 líneas con una longitud de onda distinta por línea (370 - 385 - 395 - 405 - 420 - 435 - 465 nm) y 4 LED de 5W cada LED por línea. Incorpora un sistema de control de tiempos de manera que permite el encendido y apagado de los distintos LED de la luminaria de manera independiente (ver Fig. 24).

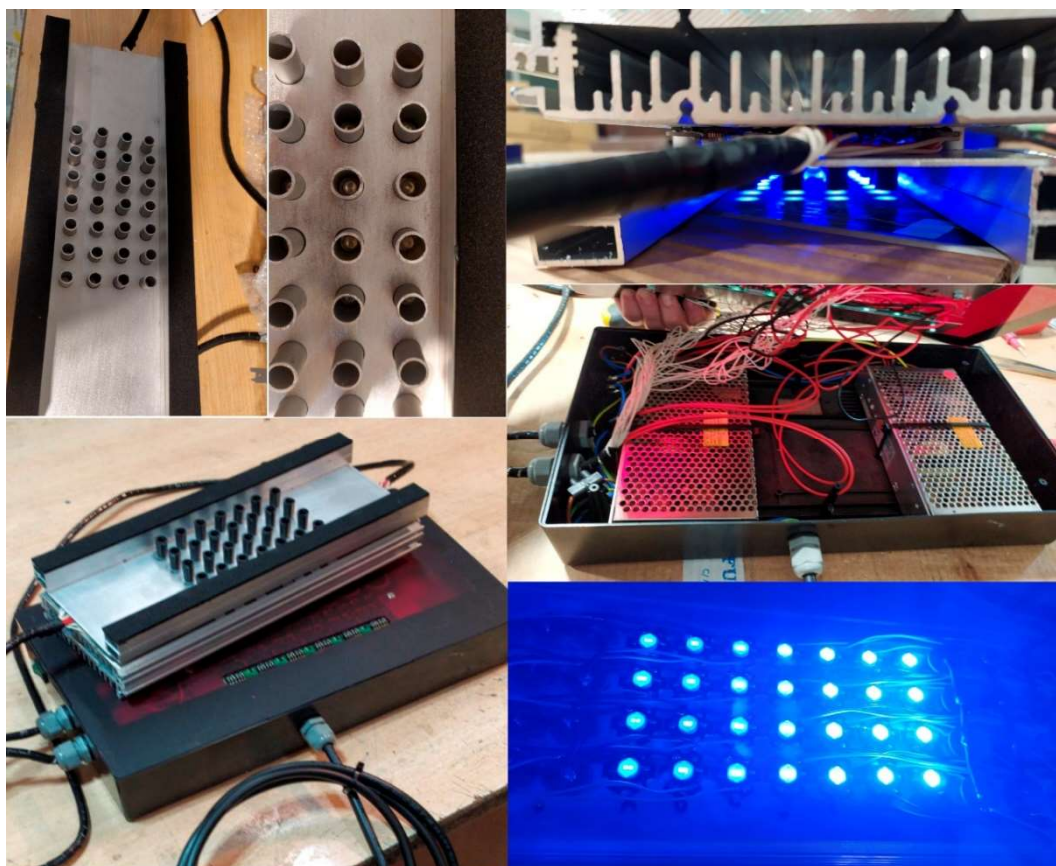


Figura 24. Prototipo luminaria UVA - violeta - azules para estudios de investigación.





CAPÍTULO 4

TRANSMITANCIA DE LA UÑA TERAPIA FOTODINÁMICA





4.1. INTRODUCCIÓN AL TEMA DE ESTUDIO

Los investigadores del Área de Dermatología estaban estudiando posibles mejoras de la terapia fotodinámica (TFD) para el tratamiento de la onicomycosis. Con idea de aprovechar la radiación LED nos propusieron el diseño y desarrollo de un prototipo de luminaria que pudiera tratar estas lesiones de manera eficaz, localizada y eficiente. Sin embargo, antes del desarrollo de un prototipo era necesario conocer la transmitancia de la uña en función de la longitud de onda y su espesor, para el dimensionado del dispositivo, y corregir los valores de dosis propuestos, en función del espectro radiado por la fuente de trabajo, y la extensión de la lesión en el espesor de la uña, o el espesor de la uña en caso de que la zona lesionada quedase bajo esta.

4.2. ESTADO DEL ARTE

Los tratamientos clásicos para curación de lesiones por hongos, como es el caso de la onicomycosis, incluyen medidas higiénicas, tratamientos tópicos y sistémicos combinados. Estas actuaciones logran unos porcentajes de curación de entre el 70-95% [45], pero no son carentes de efectos secundarios adversos, como pueden ser náuseas, hepatitis tóxica, gastrointestinales..., requerir tiempos de tratamientos prolongados entre 3 y 6 meses, autodisciplina elevada del paciente, además de interactuar con otros medicamentos [46].

Como alternativa existen y están aprobadas para su aplicación por los distintos organismos de sanidad competentes desde principios del año 2000 [47], distintas terapias lumínicas para el tratamiento de una variedad de lesiones dermatológicas como algunos tipos de cánceres, heridas, infecciones, hongos, etc. También tiene aplicación en el campo de la cosmética de la piel. Este tipo de técnicas son conocidas como terapias fotodinámicas (TFD). La terapia fotodinámica indirecta es un tratamiento que consiste en aplicar un fármaco fotosensibilizante sobre una lesión o área a tratar, en general de forma tópica. El fármaco es asimilado por las células diana y metabolizado a una sustancia sensible a





determinados rangos del espectro visible. Al iluminar la lesión con una fuente que radie en alguno de los rangos sensibles, en presencia de oxígeno molecular, se produce una reacción fotoquímica descrita por el diagrama de estado para la energía de Jablonski [48, 49 y 50], que termina en la muerte celular por apoptosis cuando el sustrato biológico oxidado por el oxígeno singlete es la membrana mitocondrial, o necrosis cuando la membrana oxidada es la plasmática [51]. La terapia fotodinámica correctamente aplicada es un tratamiento eficaz, seguro y sin toxicidad acumulativa [48, 52 y 53]. Como efecto secundario más relevante encontramos el dolor, tratable con analgesia. En menor medida, reacción fototóxica, sobreinfección, alergia al fotosensibilizante y discromía [53]. Suelen resolver al poco tiempo sin dejar secuelas.

Los fotosensibilizantes utilizados para este tipo de terapias son fármacos a los que se les pide una fórmula conocida y reproducible, mínima toxicidad en presencia de sol y nula en su ausencia, alta lipofilia que facilite su permeabilidad a las células diana, preferencia por células lesionadas frente a las células sanas, vida media corta (rápida eliminación) y sensibilidad a determinadas longitudes de onda por cuya aplicación induzcan la producción en la célula de especies reactivas de oxígeno que reaccionen con el sustrato biológico destruyéndolo.

Los fotosensibilizantes más utilizados en la TFD son los porfirínicos. En dermatología los más usados son los que inducen la producción de protoporfirina IX (PpIX) [54], cuya síntesis podemos consultarlas entre otras en las fuentes [53 y 54]. Se presentan en forma de nano emulsión para favorecer su aplicación y absorción. El presente compuesto, con espectro de absorción según figura 25, al ser iluminado en las radiaciones de onda apropiadas, induce la aparición de oxígeno singlete (diagrama Jablonski [48, 49 y 50]) según figura 26, que oxida los sustratos biológicos, provocando la muerte celular.



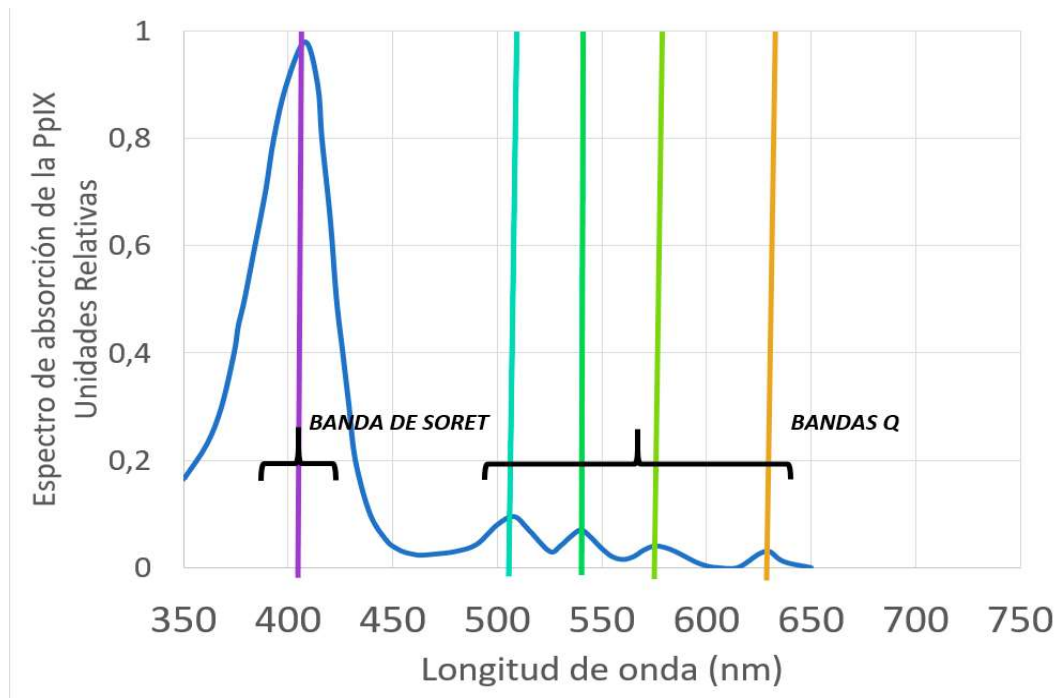


Figura 25. Espectro de emisión de la Protoporfirina IX (PpIX) en unidades relativas frente a la longitud de onda. Representación de Banda de Soret y Bandas Q [53, 55, 56 y 57].

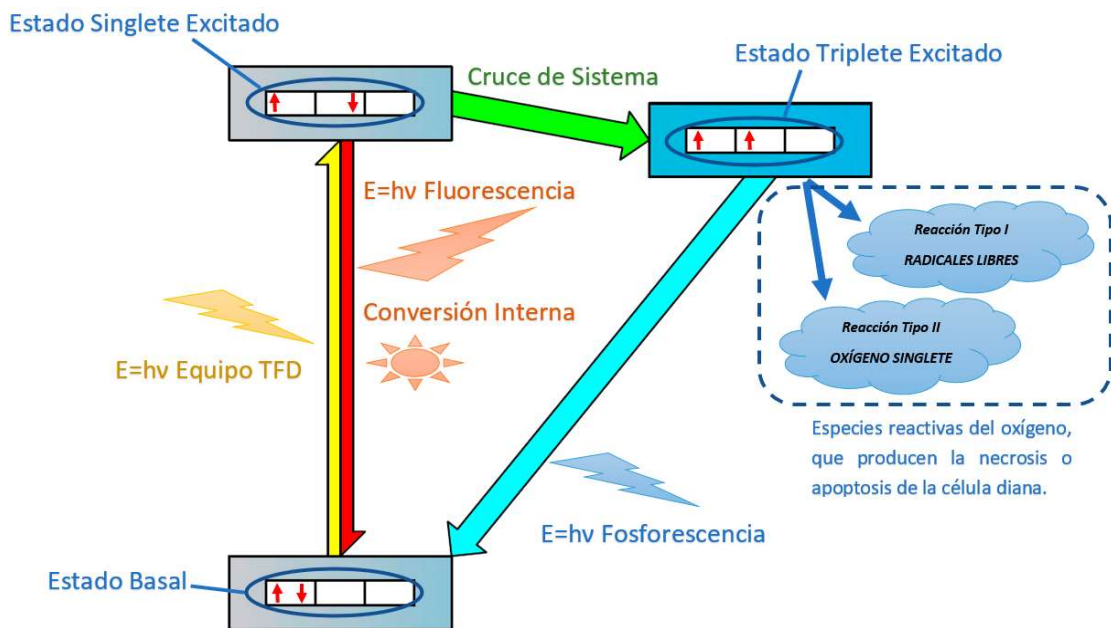


Figura 26. Diagrama simplificado de estado para la energía de Jablonski [48, 49 y 50].

Uno de los aspectos fundamentales en los tratamientos en terapia fotodinámica es la fuente que radia la lesión a tratar. A estos equipos se les pide correspondencia de su espectro de emisión con el espectro de absorción del





fotosensibilizador, definición de tratamiento, de manera que no radiemos tejido sano ni en superficie ni en profundidad, valores de irradiancia adecuados para no producir daños térmicos, así como evitar prolongados tiempos de tratamiento, posibilidad de adaptarse a distintos fotosensibilizadores, ser fácilmente manipulables y de bajo coste.

Otra cuestión relevante es la dosis. No sólo el valor energía por superficie (J/cm^2), o la irradiancia (mW/cm^2), es necesario indicar también la lesión, fotosensibilizante y espectro de emisión de la fuente usada para el tratamiento. Actualmente no hay establecidos protocolos claros para determinar la dosis. Existen gran cantidad de producciones científicas con diferentes propuestas obtenidas empíricamente.

Para el caso de las dosis lumínicas en tratamientos TFD de la onicomiosis encontramos propuestas en el rango de $18-108J/cm^2$ para valores de irradiancia de entre $10-100mW/cm^2$ y longitudes de onda $340-670nm$ [48]. Dichas dosis son únicas, no consideran las diferentes pérdidas de transmitancia por el grosor concreto de las distintas uñas de los dedos y, por tanto, no distribuyen igualmente la energía luminosa en cada elemento de aplicación. Es más, en la literatura genérica sobre la aplicación de TFD en el tratamiento de onicomiosis, las dosis empleadas se utilizan de forma similar que, para patologías en la piel, sin tener en cuenta la pérdida potencial de irradiancia al atravesar el medio queratinizado que corresponde a la capa ungueal, y más suponiendo la pérdida por el engrosamiento de la uña que supone la presencia de onicomiosis en la misma. Aspecto que podemos observar al comparar dichas dosis con las propuestas para otro tipo de lesiones en otros estudios [52].

El presente trabajo realiza un análisis cuantitativo y cualitativo de la transmisión de la luz a través de la uña en función de la longitud de onda y el espesor de esta. El objetivo es particularizar el tratamiento adaptando la dosis a la lesión concreta, con objeto de evitar tratamientos generalizados que pueden suponer sobreexposiciones o subexposiciones.





4.3. METODOLOGÍA

Configuramos un censo muestral compuesto por 18 uñas humanas de pies y manos. Las del pie eran todas de dedo pulgar, se incluían uñas sanas y afectadas de onicomiosis. Las de las manos eran de todos los dedos y estaban todas sanas. Las uñas sanas eran procedentes de individuos recién fallecidos, fueron recogidas en el Departamento de Anatomía. Las uñas de los dedos pulgares de los pies con onicomiosis fueron obtenidas tras resección de estas en los servicios de dermatología participantes. Antes de incluir las uñas en el estudio fueron valoradas macroscópicamente aceptándose sólo aquellas con una región homogénea circular de 1 cm² o superior, capaces de cubrir completamente las medidas del sensor Ulbrich utilizado para la medición. Una vez aceptadas para su análisis, se limpiaron remojándolas en agua a 25°C con jabón durante 3 minutos, se frotaron energicamente con un cepillo de uñas, se procedió a una segunda limpieza con etanol y finalmente se enjuagaron y se volvieron a secar, quedando de esta forma libres de suciedad o productos cosméticos que pudieran estar presentes en las mismas. Antes de cada medida, las uñas fueron introducidas en agua destilada durante 3 minutos y secadas con papel secante, aproximando las condiciones de hidratación y transparencia natural.

La transmitancia espectral de la uña se midió en el rango de longitudes de onda entre los 400-750nm con la finalidad de analizar su transmitancia en gran parte de la amplitud del espectro visible [1]. Para ello se utilizó un simulador solar Oriel de 300W (Oriel Solar Simulator 300W, Newport Corporation Irvine, USA). Tanto la irradiancia espectral emitida por el simulador solar y la transmitida por las diferentes uñas fueron recogidas por un sensor UV-Visible tipo esfera integradora Ulbricht conectado, mediante fibra óptica, a un espectrorradiómetro de doble monocromador MACAM SR-2271 (Irradian Co., Escocia, UK). El espectrorradiómetro es calibrado anualmente tanto en longitud de onda como irradiancia en el Centro Nacional de Metrología de España frente a lámpara de calibración UV-Visible certificada.





Las medidas se realizaron colocando el sensor esfera Ulbrich a una distancia de 5cms del simulador solar y en posición perpendicular al haz de luz. Posteriormente se realizaron los espectros de transmitancia de las uñas interponiendo la uña, con la parte externa cara al haz de luz y justo encima de la entrada de la esfera integradora (ver Fig. 27).

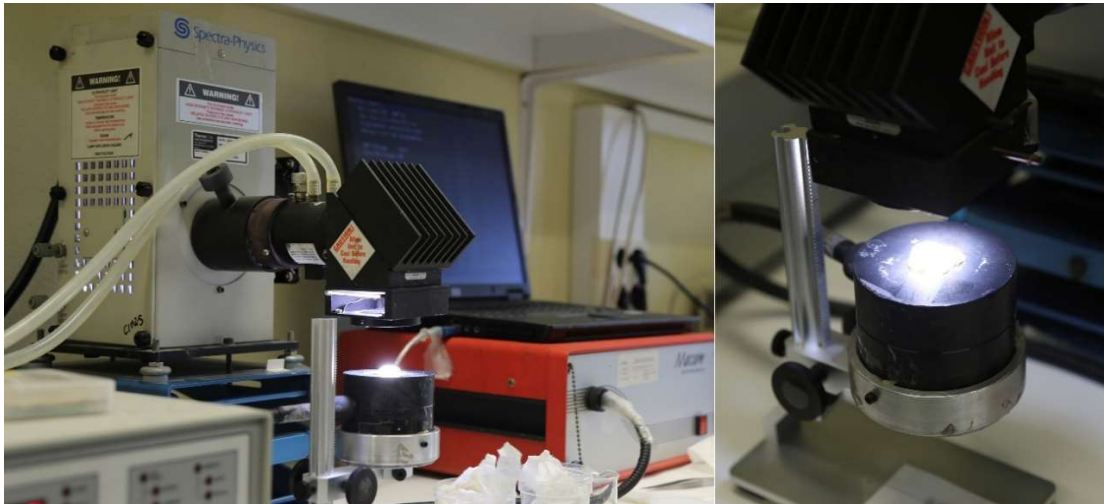


Figura 27. Imagen del proceso de medida de la transmitancia de la uña.

Previamente se verifico que la posible influencia de la curvatura no fuera relevante en la medición de transmitancia, para ello se realizaron varias medidas con uñas en distintas posiciones enfrentando en unas ocasiones la cara externa y en otras la interna al haz de luz, resultando para estos ensayos un valor de transmitancia sin variación sensible. Entendemos que este resultado es consecuencia de la disposición de la uña justo en la entrada de luz al sensor UV-Visible tipo esfera integradora Ulbricht.

Para medir el espesor de la uña una vez determinado el análisis de transmitancia espectral, se cortaban dos tiras transversales de entre 1-2 mm de ancho, una en la lúnula (parte blanquecina tras la cutícula) y otra en el hioniquio (parte donde se produce el despegue de la uña del lecho ungueal). A continuación, se situaban dichas tiras entre los brazos de una pinza recta de punta fina y se presionaba de forma que quedara totalmente plana, colocándose entonces sobre una escala gráfica (ver Fig.28). Con ayuda de un microscopio digital 10-200X de



aumentos y resolución VGA 640x480 (Dino-Lite AM3113T) se tomaba una fotografía tanto de la uña como de la escala gráfica (ver Fig.29). Cada fotografía era posteriormente procesada mediante análisis de imagen con ayuda del software AutoCAD v2019 y se determinaba el espesor en 3 puntos de cada una de las tiras ungueales, extremos y centro.

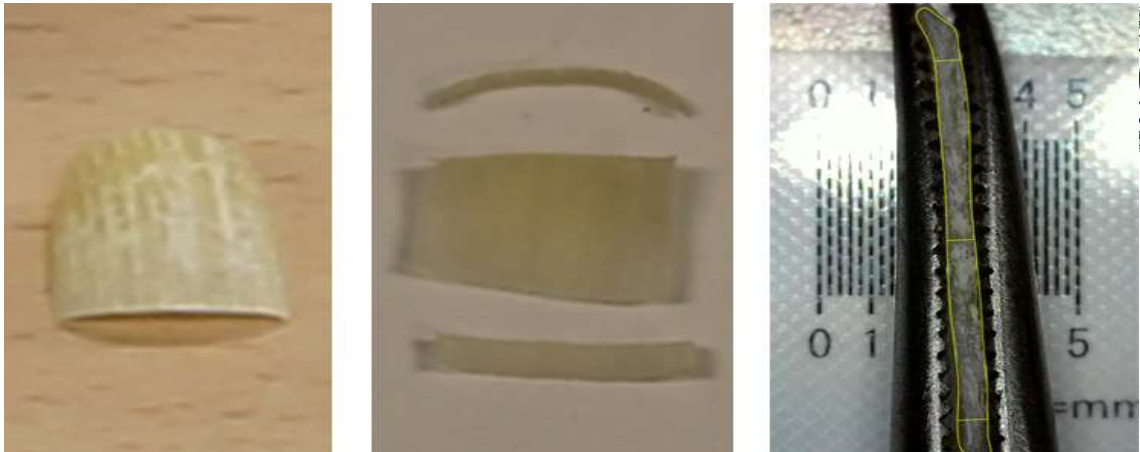


Figura 28. Imagen del proceso de medida de la uña. (izquierda) uña de muestra completa; (centro) corte de tiras en lúnula y en hiponiquio; (derecha) imagen al microscopio de la tira correspondiente al hiponiquio indicados los tres puntos en que se mide.



Figura 29. Microscopio digital 10-200x de aumentos y resolución VGA 640x480 (Dino-Lite AM3113T).

Dado que el espesor de la uña crece linealmente desde su nacimiento en la matriz proximal por debajo del



eponiquio hasta el borde libre [58], para determinar su espesor determinábamos el valor medio de la tira correspondiente a la lúnula, el valor medio de la tira que corresponda al hiponiquio y asumíamos que el espesor de la uña era el valor medio de las medias obtenidas para la lúnula y el hiponiquio.

Tras los ensayos, se procedió al estudio estadístico de resultados. En primer lugar, estudiamos la variación de la transmitancia de la uña en función de su espesor para valores constantes de longitud de onda (λ), 400 - 409 - 450 - 460 - 500 - 509 - 540 - 550 - 600 - 630 - 634 - 650 - 700 nm. Este primer análisis nos proporcionó información suficiente para un segundo análisis de regresión que permitió analizar la evolución de los coeficientes "a" y "b" en función de λ . Por composición de la ecuación tipo resultante del primer análisis de regresión y las funciones de tendencia de los coeficientes "a" y "b" se obtuvo la ecuación de superficie que determina la transmitancia de la uña para un valor concreto de longitud de onda y espesor. De este modo, partiendo del análisis experimental desarrollamos nuestra expresión analítica (Fórmula 8).

4.4. RESULTADOS

Los análisis realizados mostraron una disminución de la irradiancia en todo el espectro visible al atravesar la placa ungueal. La disminución fue más acusada en las longitudes de onda más energéticas, rango violeta-azul.

A partir de los espectros de transmisión de la luz a través de cada uña se pudo observar mejor la diferencia de comportamiento de la placa ungueal frente a las radiaciones de distinta longitud de onda, presentando una mayor transparencia a las menos energéticas (rojos). Siguiendo en consecuencia una tendencia similar a la disminución de irradiancia, con valores de transmitancia menores en longitudes de onda corta y mayor en las largas. Las diferencias en los valores totales de transmitancia de las uñas se debió al diferente espesor de las mismas (Fig. 30).



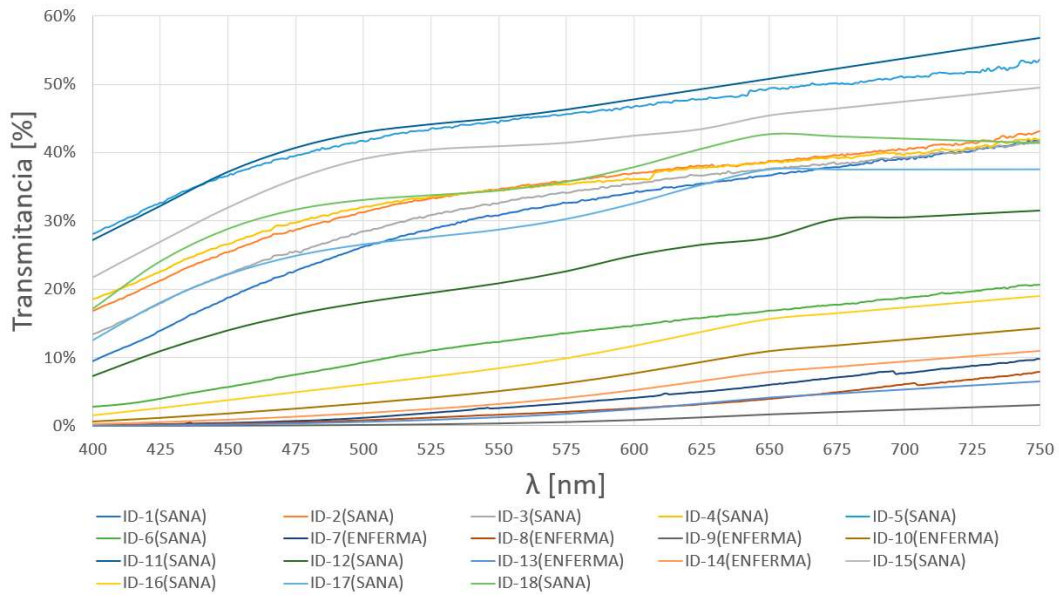


Figura 30. Transmitancia espectral para el rango de longitudes de onda entre los 400 y 750 nm, correspondiente a la muestra analizada de 18 uñas y referencia al aire.

La relación entre el espesor de la uña y su transmitancia en las distintas longitudes de onda se observa en detalle en las figuras 31, 32 y 33, donde se muestran los resultados correspondientes a las longitudes de onda del violeta, verde y rojo que coinciden con los máximos de absorción de la protoporfirina IX. Los ajustes de las distribuciones de datos fueron del tipo exponencial negativa y en todos los casos se obtuvieron coeficientes de correlación por encima de 0.9.

$\lambda = 409 \text{ nm}$ (Violeta)

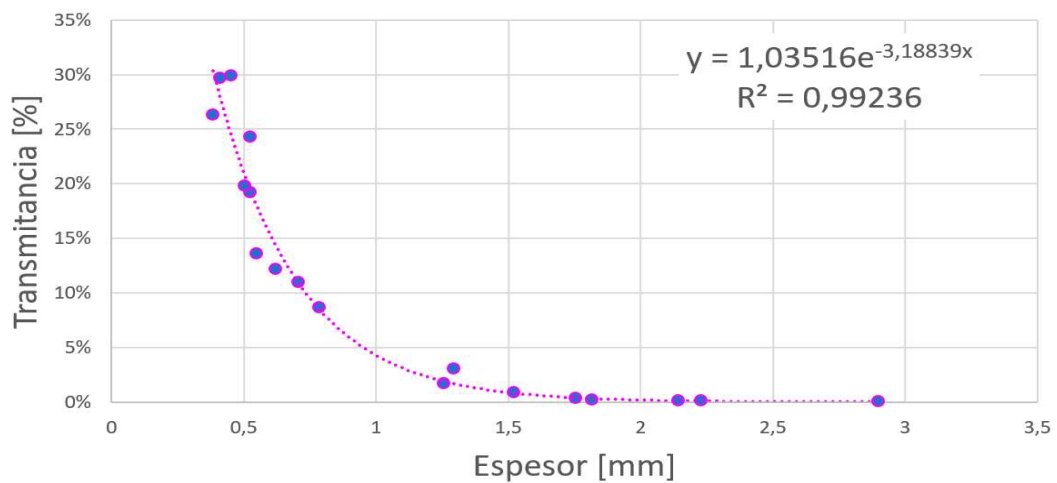


Figura 31. Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el violeta de longitud de onda 409nm.



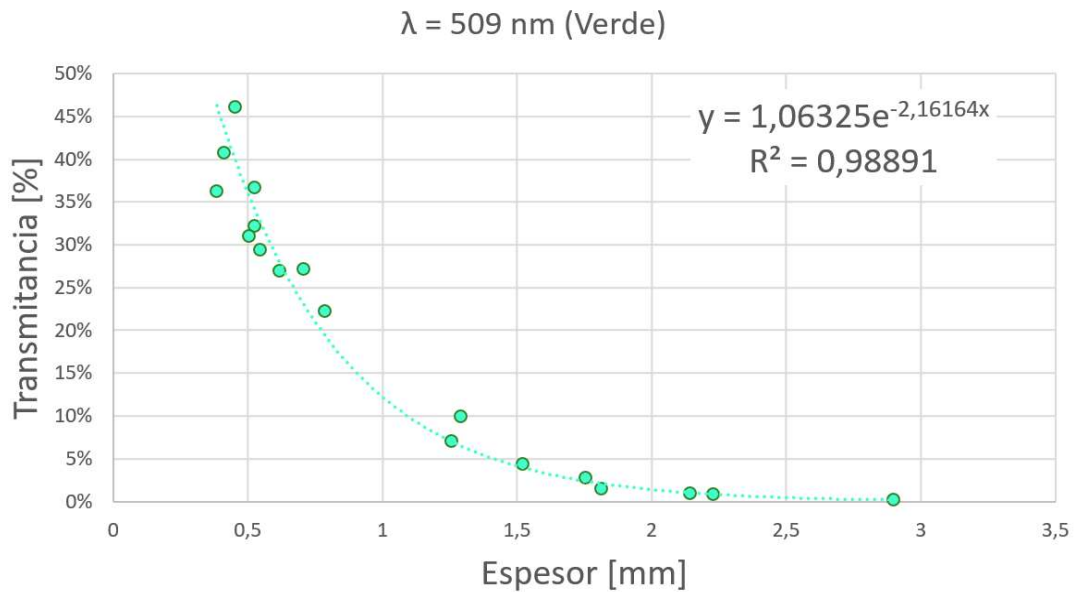


Figura 32. *Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el verde de longitud de onda 509nm.*

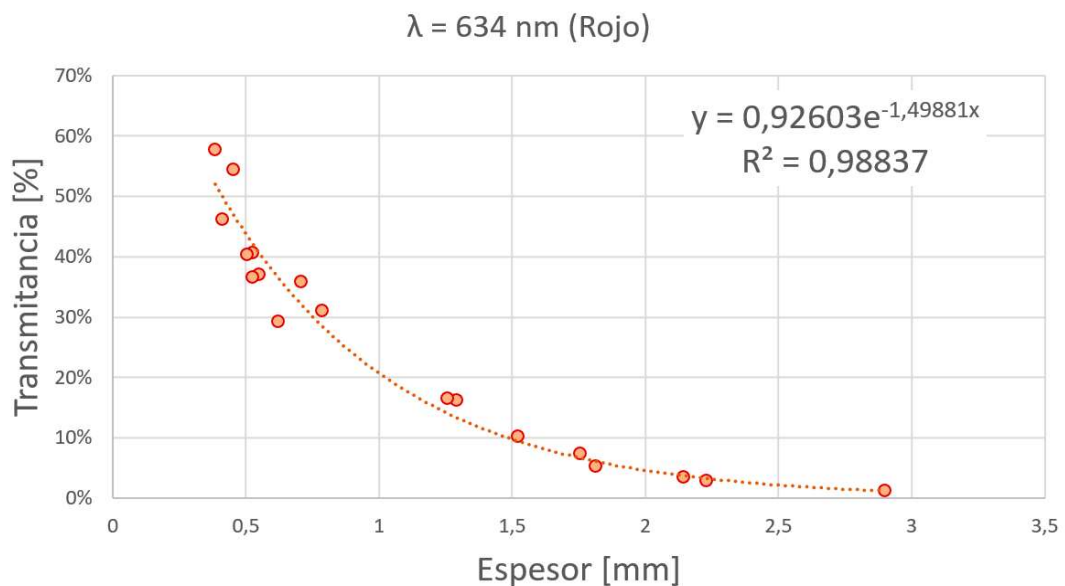


Figura 33. *Transmitancia espectral de la uña en función de su espesor, para el rojo de longitud de onda 634nm .*

La transmitancia espectral respecto al espesor de la uña obtuvo las siguientes funciones de regresión exponencial, a 409nm $Y = 1,03516e^{-3,18839x}$, a 509nm $Y = 1,06325e^{-2,16164x}$ y a 634nm $Y = 0,92603e^{-1,49881x}$. Para el resto de las longitudes de onda resultó una función exponencial similar (ver Fig. 34), identificándose como única diferencia los valores de los coeficientes a y b que recogemos en la tabla 8.



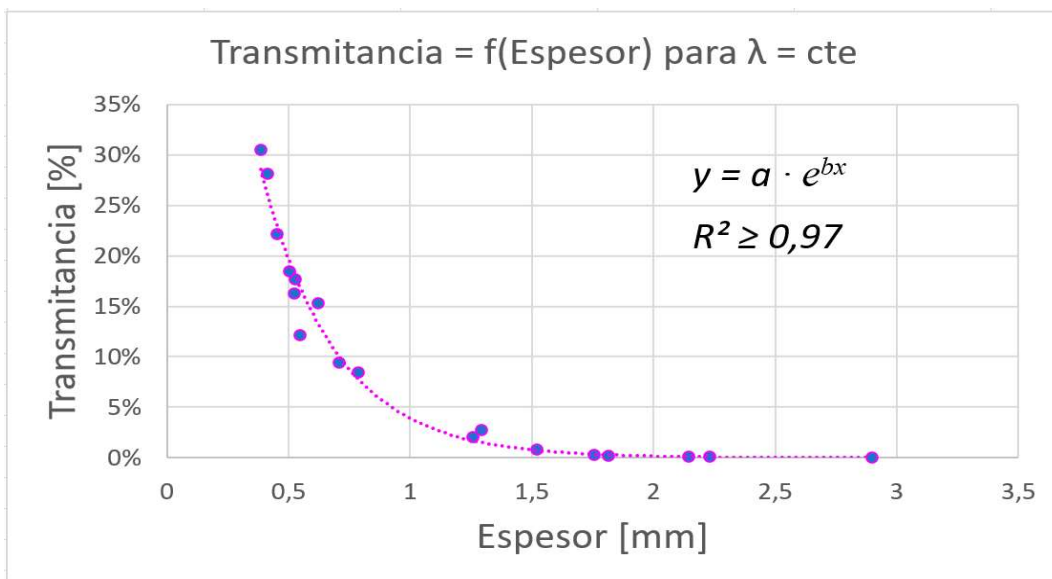


Figura 34. Ecuación tipo de variación de la transmitancia de la uña en función de su espesor, para valores de λ constantes.

Tabla 8. Resultado de los coeficientes "a" y "b" asociados a cada función de ajuste obtenida para los distintos valores λ tabulados.

λ [nm]	a	b	λ [nm]	a	b
400	0,996353	-3,265911	550	1,009223	-1,910933
409	1,076458	-3,189536	600	0,940306	-1,656285
450	1,212062	-2,826424	630	0,900848	-1,488677
460	1,210813	-2,684171	634	0,896261	-1,470276
500	1,140517	-2,319811	650	0,876133	-1,427113
509	1,112354	-2,259879	700	0,809015	-1,222274
540	1,037272	-2,023837			

El siguiente paso fue analizar la evolución de los coeficientes "a" y "b" en función de λ a partir de los valores tabulados en la tabla 8. Obtuvimos las ecuaciones de regresión siguiente mostradas en las figuras 35 y 36 que siguen.

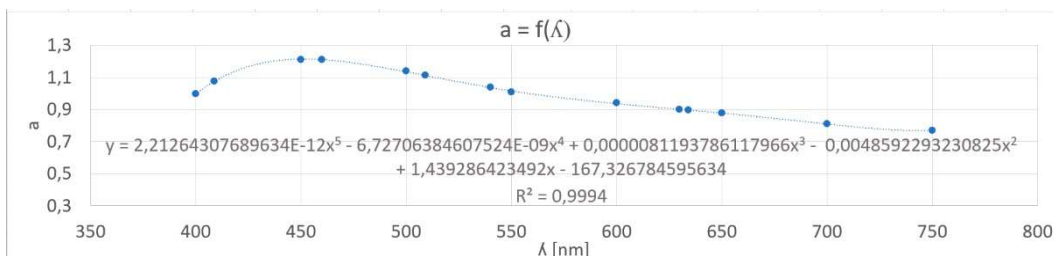


Figura 35. Ecuación variación coeficiente "a" en función de λ .



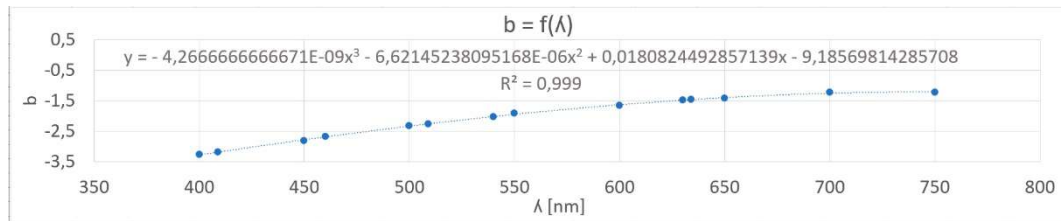


Figura 36. Ecuación variación coeficiente "b" en función de λ .

Por composición de las ecuaciones anteriores (Fig. 34, 35 y 36) obtenemos la función de superficie de regresión (Fig. 37) que nos indica la transmitancia espectral de la uña en función de su espesor y para cualquier longitud de onda.

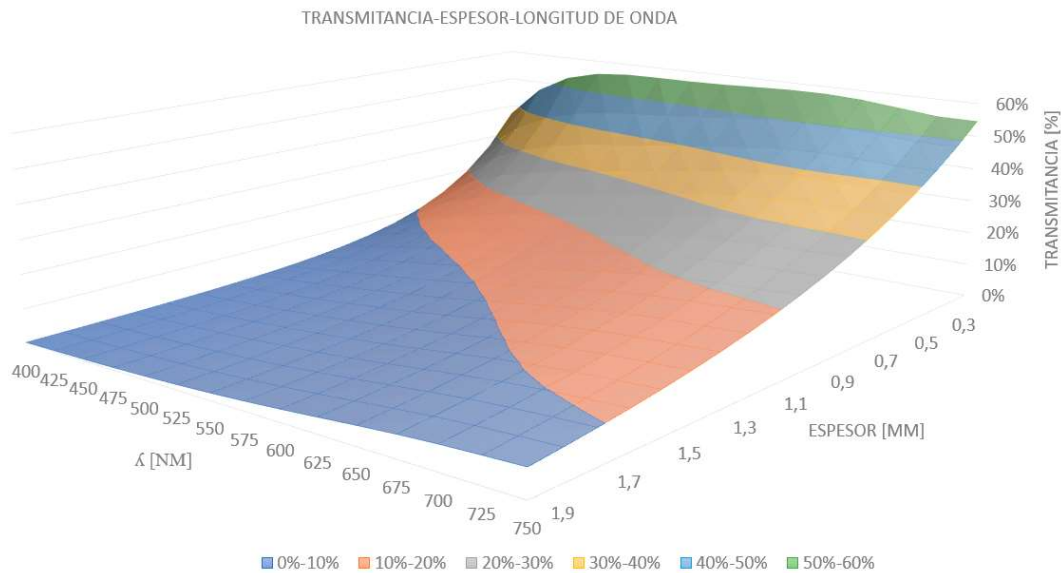


Figura 37. Superficie de regresión transmitancia / longitud de onda / espesor uña.

La expresión matemática de dicha superficie es las siguiente:

$$T = a \cdot e^{b \cdot x} \quad (\text{Fórmula 8})$$

$$a = c_1 \cdot \lambda^5 + c_2 \cdot \lambda^4 + c_3 \cdot \lambda^3 + c_4 \cdot \lambda^2 + c_5 \cdot \lambda + c_6$$

$$b = c_7 \cdot \lambda^3 + c_8 \cdot \lambda^2 + c_9 \cdot \lambda + c_{10}$$

Donde:

T: Transmitancia en tanto por uno.





x: Espesor de la uña en mm.

λ : Longitud de onda en nm.

C1: Coeficiente de ajuste: 2,21264307689634E-12.

C2: Coeficiente de ajuste: -6,72706384607524E-09.

C3: Coeficiente de ajuste: 0,0000081193786117966.

C4: Coeficiente de ajuste: -0,0048592293230825.

C5: Coeficiente de ajuste: 1,439286423492.

C6: Coeficiente de ajuste: -167,326784595634.

C7: Coeficiente de ajuste: -4,2666666666671E-09.

C8: Coeficiente de ajuste: -6,62145238095168E-06.

C9: Coeficiente de ajuste: 0,0180824492857139.

C10: Coeficiente de ajuste: -9,18569814285708.

Esta expresión nos permite particularizar la Ley de Lambert-Beer (la transmitancia es función exponencial del espesor) al caso de la uña y poder determinar la transmitancia de esta en función de la longitud de onda del tratamiento y el espesor de la placa quitinosa.

4.5. DISCUSIÓN

El uso de TFDs ha supuesto un importante avance en el tratamiento de numerosas lesiones de la piel, muchas de las cuales suponen grandes problemas de salud pública en el mundo. Los analizadores de espectros modernos nos han permitido entender mejor parte de los procesos que acontecen durante la aplicación de estas terapias, sin embargo, son aún varios aspectos los que requieren de una consideración de la que actualmente no gozan para terminar de perfeccionar estas técnicas.

Los resultados del estudio manifiestan la influencia del espesor de la uña en la transmitancia, produciéndose una disminución exponencial de la cantidad de luz que es capaz de traspasarla con el aumento de su grosor, pero





con diferentes constantes para cada segmento o valor de longitud de onda. En función de los resultados experimentales se ha particularizado la Ley de Lambert-Beer con el desarrollado de una ecuación de referencia para poder valorar las pérdidas por transmitancia en las uñas en función de la frecuencia de luz usada en el TFD y el espesor de la misma.

Esta información resulta de gran importancia para poder ajustar o corregir las dosis (intensidad, frecuencia y/o duración) de luz a aplicar en cada punto en tratamiento independientemente de las características particulares del mismo, con objeto de evitar la subexposición en unos casos o sobreexposición de otros y de esta forma no disminuir o incluso neutralizar la eficacia del medicamento usado en el tratamiento. Esto supone una optimización cualitativa y cuantitativa de la técnica.

Más allá de que el modelo empírico propuesto presenta un ajuste preciso a la realidad del fenómeno, se considera interesante para futuros estudios analizar el ajuste de nuevos modelos matemáticos desarrollados para medios heterogéneos con fuerte absorción de luz [59].

La bibliografía consultada [48,52 y 60], propone tratamientos con un número distinto de sesiones TFD, distintas dosis (J/cm^2) a administrar, a distintas irradiancias (mW/cm^2) en función de la patología a tratar, el fotosensibilizante, su concentración y la fuente de luz. Para el caso de lesiones que afectan directamente a la placa ungueal o su lecho, como son la onicomiosis, la soriasis ungueal..., hemos encontrado valores de fluencias que varían entre los 2 [52 y 60] y los 144 J/cm^2 [48], valores de irradiancia entre los 10,3 y 100 mW/cm^2 [48], pero en ningún caso hemos encontrado correcciones propuestas a dichas dosis en función del espesor de uña, siendo como es, un parámetro fundamental a considerar. Así pues, para aplicar una dosis inicialmente prevista en un protocolo sobre piel a 37 J/cm^2 en luz roja de espectro 636 nm como pudiera ser el tratamiento de una soriasis, al lecho ungueal cubierto por una uña de 0,5 mm, considerando que la transmitancia para ese espesor y longitud de onda según fórmula 8 propuesta resulta del 43,65%, habría que ampliar la dosis en esas mismas





condiciones a $84,77 \text{ J/cm}^2$. De la misma manera cualquier otro protocolo en función del espesor de la uña, especialmente si ésta se ve afectada por onicomycosis con un espesor superior al habitual, requiriéndose en casos de espesores elevados un primer tratamiento de reducción del mismo por procedimientos mecánicos, por abrasión o corte de parte de la placa previo a la TFD.

Uno de los puntos críticos para optimizar una reacción fotodinámica es el diseño de la fuente de luz a utilizar [60]. La tecnología LED tiene como uno de sus elementos característicos que permite generar fuentes o lámparas con espectros de emisión fotométricos muy bien definidos, tanto en una única frecuencia de transmisión [16], como en la combinación de múltiples frecuencias con la unión de varias fuentes diferentes o el uso de filtros de conversión de fotones como los recubrimientos de fósforo [61]. Esta propiedad permite la creación de herramientas de gran utilidad que vienen siendo utilizadas en fototerapia para múltiples afecciones como: onicomycosis, acné y rosácea, carcinoma basocelular superficial y nodular, enfermedad de Paget, psoriasis ungueal... [52]. Para el diseño de una fuente de luz ajustada al propósito específico del tratamiento de la onicomycosis, y otras enfermedades ungueales, es importante caracterizar las frecuencias que se deberán reproducir para hacer una propuesta de luminaria que ofrezca unas prestaciones ajustadas a las necesidades detectadas en base a los resultados obtenidos experimentalmente.

Las lámparas LED actuales permiten crear luminarias que emiten en rangos de longitud de ondas muy estrechos, y por tanto, nos permiten concentrar toda la potencia emitida en el entorno de esos picos. De diferentes estudios se obtiene que las longitudes de onda más efectivas para destruir las células diana cuando el fotosensibilizador es la protoporfirina IX (PpIX) son 409, 509, 544, 548 y 634 nm [53, 55, 56 y 57].

Se propone como equipo de TFD una luminaria LED con emisores en tres longitudes de onda que optimizan la absorción de la protoporfirina IX (409-509-634 nm) de forma independiente o combinada, para generar, al menos, los valores de dosis equivalente a la referencia indicada





para los fotones que registra menores pérdidas (630 nm) y con capacidad de regular el flujo luminoso en función de la necesidad de cada segmento tratado.

Entendemos que los resultados que afloran de los trabajos de investigación experimentales desarrollados en el presente estudio representan un paso más en el perfeccionamiento de terapias fotodinámicas en tratamientos sobre la uña o el propio lecho ungueal, así como una actualización de resultados de transmitancia obtenidos en estudios previos [62], que proponían unos valores sensiblemente superiores a los determinados por nuestro trabajo. Un análisis comparativo en el rango de los 400 a los 600 nm revela que dichas diferencias se mueven en el entorno de un 10% superior en análisis previos [62] a los 400 nm creciendo hasta un 23% a los 600 nm, independientemente del espesor de la placa. Podemos cuantificar esa diferencia de transmitancia variable en un único valor medio constante aproximado de un 18%. Además de nuevos valores de transmitancia de contraste, obtenidos con equipos más modernos, también ampliamos el rango de estudio hasta los 750nm.

Por otro lado, la construcción de una superficie tridimensional espesor-longitud de onda-transmitancia (Fig. 37), desarrollada a partir de ajustes de regresión espesor-transmitancia de tipo exponencial para distintas longitudes de onda, y con coeficientes de correlación superiores a 0.9, proporciona una función matemática suficientemente precisa como para determinar la transmitancia de la uña a una determinada longitud de onda, la que corresponda o correspondan al tratamiento de TFD y su espesor, el cual deberá ser medido en cada caso. Los elevados coeficientes de correlación son justificativos de un fiel ajuste de las regresiones a la situación real del fenómeno, sirviendo además como parámetro indicador de un correcto proceso de medida. La posibilidad de determinar la transmitancia por longitud de onda y espesor nos permitirá particularizar el tratamiento por uña, evitando los tratamientos con una dosimetría homogénea a todas las uñas del pie o de la mano y en consecuencia poco precisas al ignorar las diferencias de espesor de cada una de ellas, a pesar de ser este un parámetro influyente como hemos podido comprobar en nuestro





análisis. Siendo para ello necesario trabajar con equipos que permitan este tipo de tratamientos individualizados por uña.

4.6. CONCLUSIÓN

La determinación de los valores "a" y "b" (Fórmula 8) nos han permitido particularizar la Ley de Lambert-Beer para conocer la transmitancia de la uña en función de la longitud de onda y el espesor. Gracias a ello estamos en disposición de particularizar los tratamientos lumínicos de cada individuo y para cada una de las lesiones que presente. Para ello deberemos conocer el espectro de absorción del fotosensibilizante aplicado y el espesor de la uña a tratar o bajo la que se encuentre la lesión. Del espectro de absorción obtendremos las longitudes de onda más efectivas, las cuales nos condicionarán en la elección de nuestra fuente lumínica, y dado que la tecnología LED nos permite la definición de espectros casi a la carta, proponemos una luminaria LED que radie en dichas frecuencias. El espesor de la uña nos permitirá determinar la transmitancia a dichas longitudes de onda, y en consecuencia nos permitirá ajustar la dosis a cada caso concreto, logrando así una mejora cualitativa y cuantitativa del tratamiento TFD.

4.7. PROPUESTA DE DISPOSITIVO LED PARA TFD

Además de obtener una función de superficie para determinar la transmitancia de la uña a una longitud de onda y un espesor, nuestro estudio de investigación deja patente la importancia de la luz de tratamiento. Por ello como complemento a la investigación se desarrolló un prototipo de luminaria LED adaptable a los fotosensibilizantes en uso, un alto número de ellos basados en las estructuras del tetrapirrol [50], el pigmento de la vida [63]. Como ejemplos citaremos porfirinas, porfíricos, ftalocianinas, clorinas, feoforbides, rosa de bengala, azul de metileno... Cada uno de ellos se caracteriza por un espectro de absorción concreto. A continuación, se presentan las fases desde el estudio previo hasta su ejecución final.





4.7.1. ANÁLISIS PREVIOS AL DISEÑO

No toda la radiación electromagnética del espectro visible (380 - 760 nm) es capaz de activar la reacción fotodinámica. Sólo aquellas franjas del espectro coincidentes con los rangos de sensibilidad de la molécula fotosensible, que dependerán del fotosensibilizante seleccionado para el tratamiento. Es por ello importante conocer cuál es el principio activo del fotosensibilizante utilizado (el fármaco aplicado), para determinar cuáles serán las longitudes de onda más apropiadas para el tratamiento y en consecuencia la fuente de iluminación óptima.

Los parámetros determinantes para la selección de la fuente serán, por un lado, la correspondencia entre espectro de emisión de la fuente y espectro de absorción del fotosensibilizador, y por otro la posibilidad de radiar la zona a tratar. También se habrá de considerar la penetración tisular, tiempos de tratamiento requerido, capacidad de ajustar el tratamiento a la zona afectada, minimizar la aparición de efectos secundarios, facilidad de manipulación y coste del equipo.

La penetración de la radiación depende del tejido (absorción óptica y dispersión), del fotosensibilizante, de la longitud de onda y de la fotometría de la fuente. Podemos dar como valor aproximado orientativo medio de penetración a una longitud de onda de 630 nm, 6 mm (en casos de tejidos de alta dispersión bajamos a valores de entre 1 - 3 mm) [3 y 64], 3 o 4 veces superior que a 400 - 420 nm. Este hecho, se justifica por la absorción de la hemoglobina y la superior eficiencia de absorción que presentan gran parte de los fotosensibilizadores a las longitudes de onda en el rango de los 400 - 420 nm [65 y 66]. Esta circunstancia ha supuesto el uso extendido de fuentes con espectro de emisión en el rango de los 630 nm. No obstante, la solución óptima debe ajustarse a las necesidades del tratamiento, tratar espesores superiores al requerido es radiar tejido sano [66].

La terapia fotodinámica inició su aplicación con fuentes láser [65], que permiten tratamientos de corta duración (dada su gran irradiancia), externos y puntuales,





también permiten tratamientos internos por medios de endoscopia, dada la posibilidad de utilizar fibra óptica como conductor de la luz que radian. Las fuentes láser requieren soporte técnico, recalibraciones y son costosas. Como alternativa al láser, se han venido desarrollando lámparas para terapia fotodinámica. Estos equipos son más económicos, fáciles de utilizar y mantener. El espectro radiado por las lámparas es más amplio que el radiado por el láser, esta circunstancia en ocasiones supone una ventaja dado que se puede estimular el fotosensibilizador en varios de los picos de su espectro de absorción, pero también un inconveniente, dado que requiere filtros para lograr el espectro final deseado. Las lámparas están desarrolladas para tratar lesiones de cierta extensión [65], con una definición poco selectiva. Radian tanto tejido sano como enfermo [66], y a pesar de presentar valores de irradiancia inferior al láser no requiere aumentos drásticos de los tiempos de tratamiento. En la actualidad se han venido usando ambos tipos de fuentes sin poder concluir en la superioridad de una sobre otra [65].

El estado actual de la tecnología LED permite el desarrollo de fuentes con espectros de emisión ajustados a la demanda en el rango que va desde el UVC al MIR. Esta versatilidad ha permitido el desarrollo de un amplio grupo de luminarias LED para esta aplicación. Los diseños actuales se ajustan a lámparas compuestas por uno o varios paneles, para tratamiento de superficies amplias. El problema que suscitan este tipo de emisores además de su complejidad de diseño, tamaño y peso, que hace necesarios el uso de una estructura soporte adecuada con múltiples articulaciones, es la imposibilidad de hacer tratamientos localizados sin afectar superficie sana o superficie lesionada, pero con distintas necesidades de tratamiento. En estos casos, lesiones próximas y pequeñas, no pueden adaptar la dosis a la requerida, produciéndose una sobreexposición o subexposición según el caso. Esta problemática hace que para tratamientos localizados se recurra a tecnologías como la laser para curar este tipo de lesiones. Por otro lado, el láser, si bien superficialmente tienen muy buena definición y trata exclusivamente la zona lesionada, en lo que a profundidad se refiere, dado que en gran medida radian luces





monocromáticas en el entorno de los 630 nm, en caso de lesiones superficiales de escasa profundidad podrían afectar igualmente tejido sano. Además de los inconvenientes previamente mencionados como son la necesidad de soporte técnico y su coste.

Por todo ello, presentamos un diseño de lámpara basada en tecnología LED, económica, con necesidad de mantenimiento mínimo, fácil de utilizar, capaz de administrar tratamientos localizados, en las longitudes de onda más efectivas para el fotosensibilizador y para la penetración requerida, y en las dosis adecuadas cuantitativa y cualitativamente.

La luminaria propuesta está configurada por, un cuerpo principal desarrollado por un cilindro hueco de 15 cm de longitud y 4 cm de diámetro, de material plástico aislante que sirve de agarre del conjunto. Una pieza de aluminio desarrollada en 3 brazos dispuestos entre sí a 120° y con tres planos de inclinación en cada brazo de 160° . Sobre cada uno de los 3 planos inclinados de cada brazo se dispone circuito impreso, diodo LED (405 nm - Violeta, 630 nm - Rojo y 530 nm - Verde) y lente. Los circuitos impresos se conectan en serie por longitud de onda, configurándose tres matrices LED, una por brazo, que serán alimentadas por tres fuentes distintas para permitir un control independiente por longitud de onda. La configuración geométrica de la pieza soporte de los LED, asociada al uso de lentes concentradoras dispuestas sobre cada diodo, permite focalizar la luz de tratamiento en una superficie de $0,25 \text{ cm}^2$, lo que se corresponde con un círculo de $0,57 \text{ cm}$ de diámetro. Esto permite realizar tratamientos puntuales con alto grado de definición. El material metálico de la pieza, además de permitir la geometría propuesta, hace las veces de disipador de calor. Esta pieza se fija a la parte inferior del cuerpo principal. Las fuentes que alimentan cada una de las matrices están controladas por sus respectivos interruptores de control que terminan en un único cable de conexión a la red de suministro. El diseño del equipo queda recogido en la figura 38. La razón de elegir para los emisores led longitudes de onda de 405, 630 y 530 nm se debe a que son los valores pico comunes presentes en los espectros de absorción de un alto número de



fotosensibilizadores. En cualquier caso, es sencillo personalizar a otros valores si más que cambiar diodos o añadir brazos.

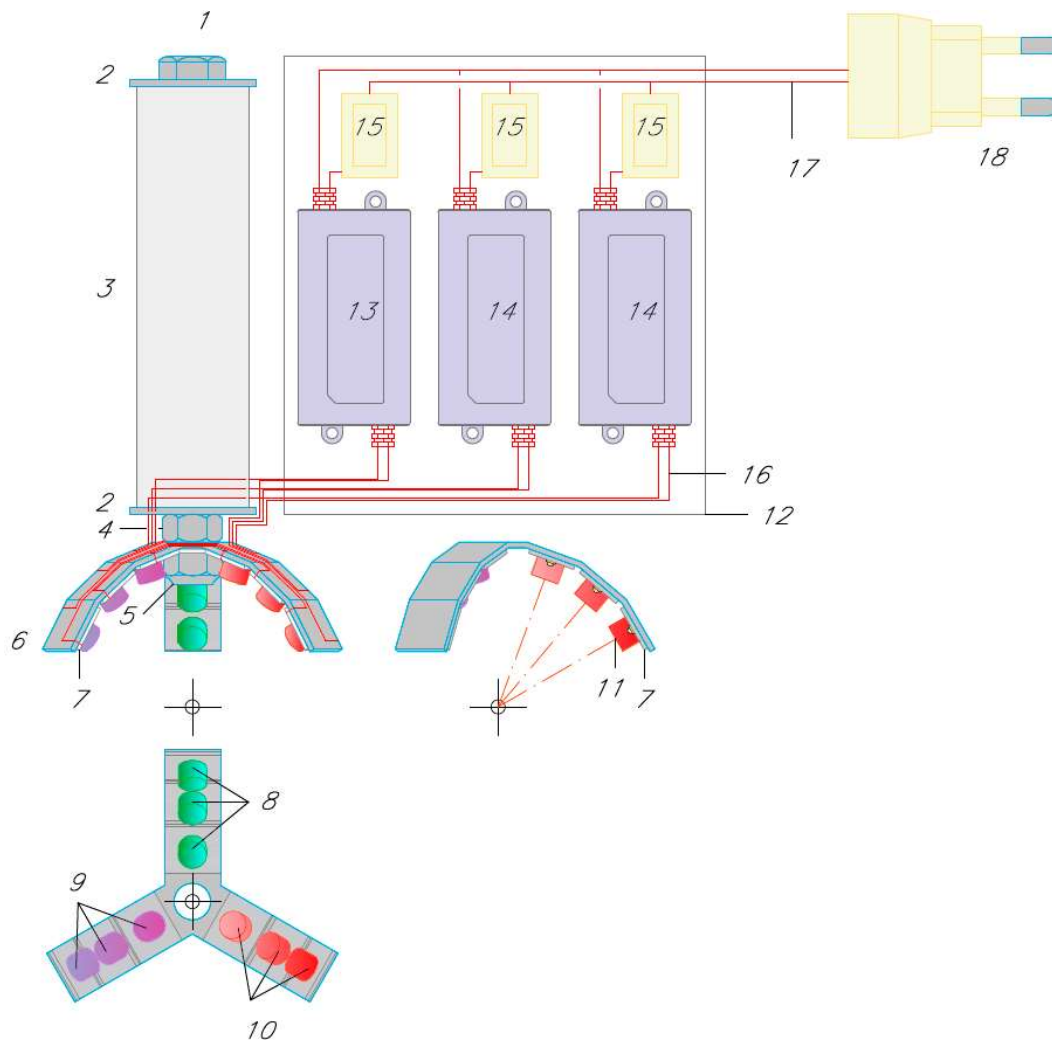


Figura 38. Diseño equipo. 1.-Tornillo ensamblaje cuerpo - pieza aluminio de triple brazo. 2.-Arandela cierre cuerpo. 3.-Brazo material plástico aislante. 4.-Tuerca posicionamiento pieza aluminio triple brazo. 5.-Tuerca autoblocante fijación ensamblaje. 6.-Pieza aluminio triple brazo disposición de matrices LED. 7.-Placa PCB para disposición de diodos LED alta potencia. 8.-Diodo LED alta potencia 522 nm. 9.-Diodo LED alta potencia 404 nm. 10.-Diodo LED alta potencia 632 nm. 11.-Lente concentradora 20°. 12.-Caja aislada disposición de drivers. 13.-Driver matriz LED 404 nm - 12W. 14.-Driver matriz LED 522 nm y 632 nm - 8W. 15.-Botonera encendido/apagado matriz LED. 16.-Cableado alimentación CC matriz LED. 17.-Cableado alimentación CA tensión monofásica red (230V - 50Hz). 18.-Clavija conexión red baja tensión.



4.7.2. ENSAMBLADO Y CARACTERIZACIÓN DEL DISPOSITIVO

Se fabricó el prototipo de la luminaria propuesta atendiendo a las especificaciones dadas en la figura 38. Los materiales y componentes usados fueron seleccionados considerando los recursos disponibles, y las calidades requeridas para garantizar unos estándares mínimos de funcionamiento y seguridad.

Se caracterizó por independiente la radiación de cada uno de los diodos LED montados en la luminaria (405, 530 y 630 nm). Para ello, se colocaron sobre una PCB simple de aluminio, con pack para el diodo, conexiones de alimentación positiva / negativa y 2 taladros de fijación. Para garantizar en la medición un suministro en condiciones de trabajo se utilizó una fuente doble PROMAX FAC-662B fijando una intensidad de alimentación a 350 mA. Las medidas se realizaron en oscuridad del laboratorio y tras la estabilización de la intensidad. La distancia entre emisor y sensor fue de 6 cm en todos los casos. Para situar el emisor frente al sensor utilizamos una pinza de laboratorio.

Para irradiancia biológica se usó el prototipo ensamblado a la distancia de tratamiento. Se realizaron medidas independientes por longitud de onda, primero la matriz violeta de 405 nm, después la matriz verde 530 nm, tras esta, la matriz roja 630 nm, y para finalizar se midió con todas las matrices funcionando simultáneamente.

Las medidas de irradiancia espectral se realizaron utilizando un espectrorradiómetro de doble monocromador MACAM SR-2271 (Irradian Co., Scotland, UK) conectado mediante fibra óptica a un sensor tipo esfera integradora Ulbricht. El espectrorradiómetro fue calibrado tanto en longitud de onda como irradiancia en el Centro Nacional de Óptica frente a lámpara de calibración UV-Visible certificada (ver figura 39).

En cada caso se realizaron 5 medidas. Se representaron los valores medios de irradiancia espectral con una





desviación estándar que en todos los casos fue menor del 2%.

Se realizó un análisis de compatibilidad de nuestro prototipo con el uso de diferentes fotosensibilizantes. Unos aprobados para uso médico, otros utilizados en investigación. Para ello se superpusieron espectro de emisión de nuestro prototipo con los espectros de absorción de algunos de los fotosensibilizantes más utilizados en este tipo de terapias.

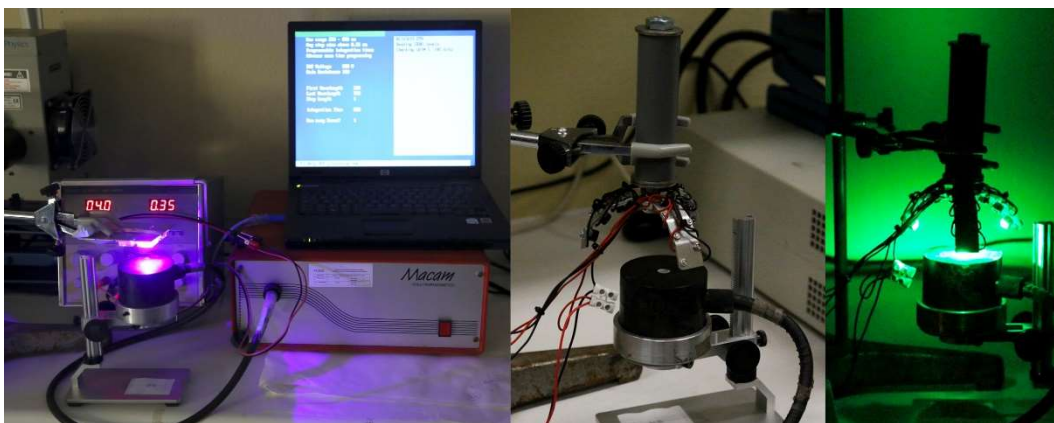


Figura 39. Izda.- Diodo LED 405 nm. Fuente doble PROMAX FAC-662B (4 V & 0.35 A). Esfera integradora Ulbricht conectada a doble monocromador MACAM SR-2271. Dcha.- Luminaria. Esfera integradora Ulbricht.

4.7.3. PROTOTIPO RESULTANTE, PARÁMETROS CARACTERÍSTICOS, COMPATIBILIDAD CON FOTOSENSIBILIZANTES

El resultado de nuestro prototipo ensamblado podemos verlo en la figura 40. Supuso un coste total de 195 € incluida mano de obra y transportes.

La caracterización de los LED arrojó los siguientes valores. LED rojo pico en 632 nm, ancho de banda espectral de 17 nm (621 - 638 nm) e irradiancia absoluta 6,91 mW/cm², LED verde pico en 522 nm, ancho de banda espectral de 36 nm (506 - 542 nm) e irradiancia absoluta 4,10 mW/cm², y LED violeta pico en 404 nm, ancho de banda espectral de 18 nm (395 - 413 nm) y valor de irradiancia absoluta 14,60 mW/cm² (ver figura 41).

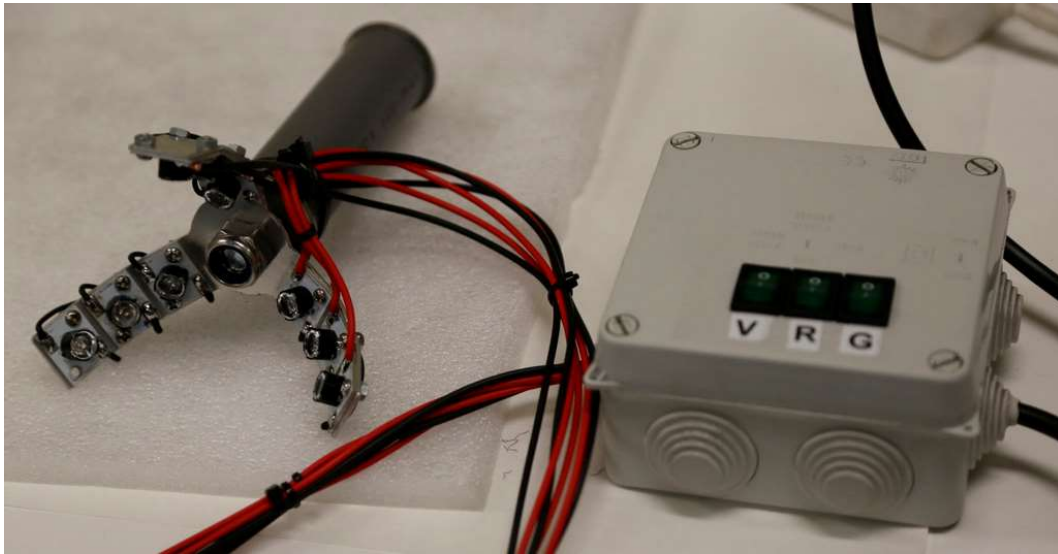


Figure 40. Prototipo ensamblado.

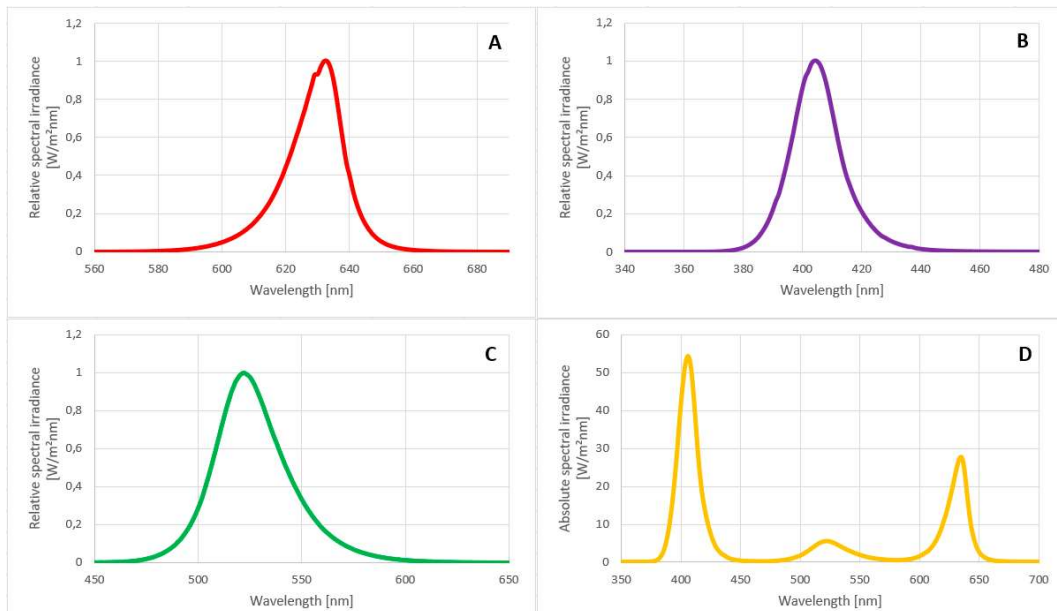


Figure 41. Caracterización diodos LED montados en prototipo. A) Irradiancia relativa LED 632 nm; B) Irradiancia relativa LED 404 nm; C) Irradiancia relativa LED 522 nm; D) Irradiancia absoluta prototipo ensamblado tres matrices (404 - 522 - 632 nm) activas.

La caracterización del prototipo ensamblado arrojó los siguientes valores de irradiancia sobre el punto de tratamiento, LED rojo 65,74 mW/cm², LED verde 24,48 mW/cm² y LED violeta 117,15 mW/cm² (ver figura 41).

El estudio de compatibilidad entre fuente en la realización particular propuesta y los fotosensibilizantes



porfirinas, clorinas, bacterioclorinas, azul de metileno y rosa bengala, queda recogida en la figura 42. Se observa que el equipo está optimizado para tratamientos con precursores de la PpIX. No obstante, presenta también buenas características para ser usado con el resto de fotosensibilizantes.

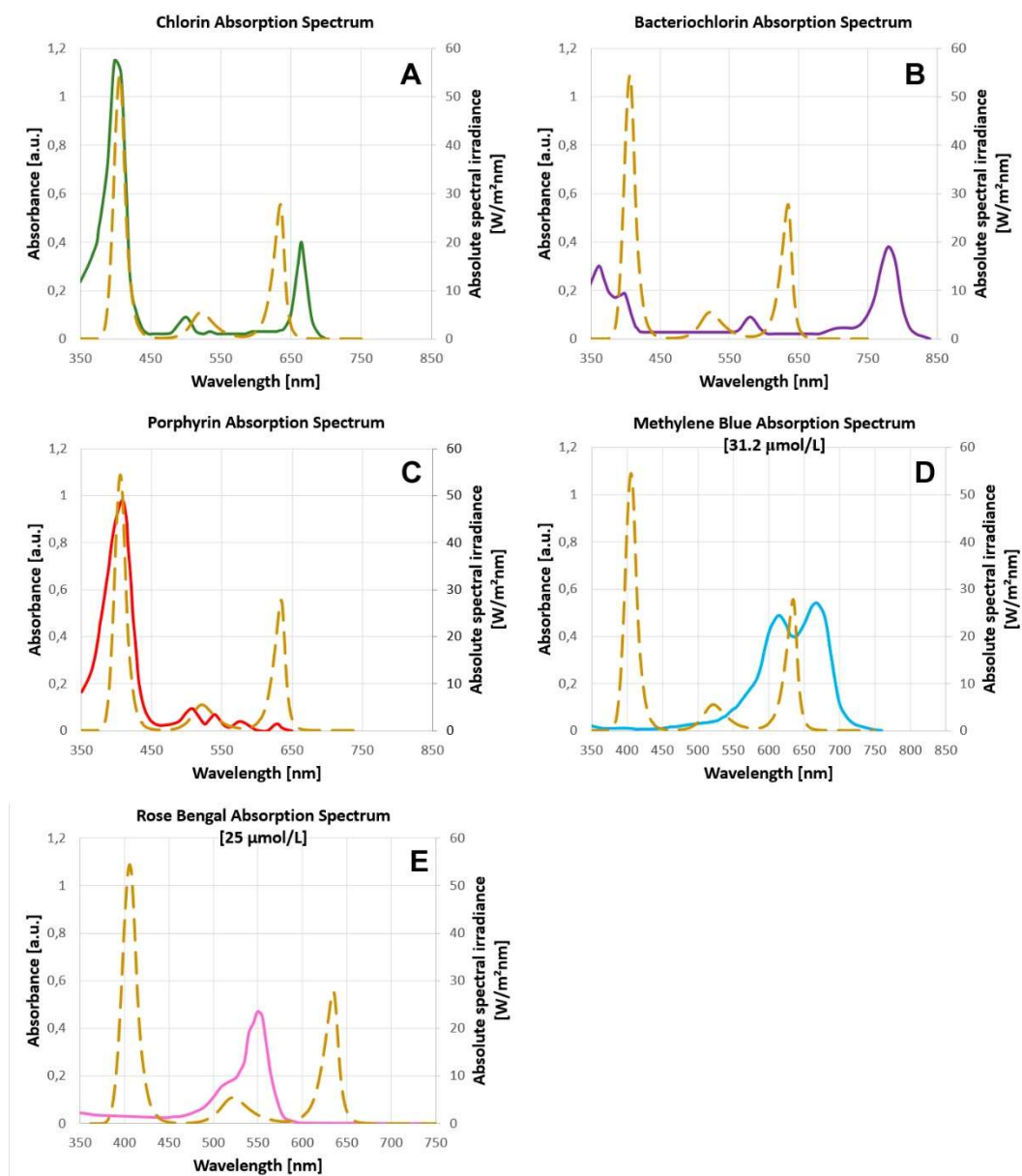


Figure 42. *Compatibilidad fuente - fotosensibilizador. Espectros de emisión fuente línea discontinua vs espectro de absorción fotosensibilizador línea continua. A) Clorina [50]; B) Bacterioclorina [50]; C) Porphirina [50, 53, 55, 56, 57]; D) Azul de metileno [31.2 μmol/L] [67]; E) Rosa de bengala [25 μmol/L] [67].*





4.7.4. DISCUSIÓN DE PROTOTIPO

El equipo propuesto se desarrolló con la premisa de ser un equipo sencillo tanto para su ejecución, como para su personalización, y de bajo coste. Estas circunstancias concurren en nuestro prototipo final. La simplicidad en su diseño, de sus componentes, unido a la sencillez de ensamblaje, permiten personalizar el equipo a nuevas necesidades sin más que cambiar los diodos, o las lentes o incluso añadir algún brazo adicional. Es posible añadir sistema de control. Para ello se sustituirán los pulsadores de encendido y apagado de cada fuente por relés conectados a la microcontroladora del sistema que encenderán o apagarán cada matriz en función de los parámetros programados.

Según podemos comprobar en la figura 42, el dispositivo, en la realización particular propuesta en este trabajo, en función del fotosensibilizante utilizado presenta las siguientes compatibilidades. Con las porfirinas coinciden picos máximos de emisión/absorción en las longitudes de onda, 404 nm/409 nm, 632 nm/634 nm y en menor medida la emisión a 522 nm con la absorción a 509 y 544 nm. El equipo presenta compatibilidad total, es adecuado para tratamientos con cualquiera de las longitudes de onda radiadas. 404 nm para lesiones de hasta 1,2 mm y 630 nm para lesiones de hasta 6 mm [3 Y 64]. Con las clorinas coinciden picos máximos de emisión/absorción en las longitudes de onda, 404 nm/399 nm, y en menor medida la emisión a 522 nm con la absorción a 509 nm. El equipo presenta como longitudes de onda efectivas para terapia 404 nm y en menor medida 522 nm lo que lo hacen adecuado para tratar lesiones con un máximo de hasta 1,5 mm [51]. Con bacterioclorinas la única coincidencia entre picos máximos de emisión/absorción se da a la longitud de onda, 404 nm/399 nm. En este caso la única longitud de onda efectiva del equipo es 404 nm. Adecuado para lesiones de hasta 1,2 mm [3 Y 64]. Con el azul de metileno la coincidencia entre espectros de emisión y absorción se da en el pico de emisión a 632 nm y en el espectro de absorción entre máximos a 615 y 670 nm. Admite tratamiento de lesiones de hasta 6 mm [3 Y 64]. Con el rosa bengala coinciden parcialmente picos





máximos de emisión/absorción en las longitudes de onda, 522 nm/555 nm. En estos casos las lesiones tratables presentarán un espesor de 1,5 mm o menor [51].

Los valores de irradiancia cuantificados son elevados, lo que permite lograr tiempos de tratamientos reducidos. Pero en todo caso las irradiancias por longitud de onda no superan los 150 mW/cm² valor de fluencia límite por encima del cual puede producirse un daño térmico [3].

Atendiendo a las características operativas resultantes de nuestro estudio, se propone el equipo en la realización particular del presente trabajo, como fuente TFD para tratamiento de las lesiones y con los parámetros indicados en la tabla 9.

Tabla 9. Propuestas y observaciones para tratamiento TFD de queratosis actínica, enfermedad de Bowen, carcinoma de células base y onicomiosis (usando prototipo propuesto).

Lesión	Tratamiento				
	Fotosensibilizante	Luz [nm]	Irradiancia [mW/cm ²]	Tiempo [min]	Dosis por λ [nm] [J/cm ²]
Queratosis Actínica	ALA 20% 3 – 6h	1º. 404	117,15.	1,5	10.5 [3]
		2º. 522 + 632	24,48 + 65,74	1	1.5 + 4
	Observaciones:	El tratamiento es secuencial, en una primera fase se irradia con la matriz LED de 404nm durante 1,5 minutos, y se termina el tratamiento con una segunda fase donde se irradia simultáneamente con las matrices 530 y 630 nm 1 minuto más. El tratamiento tiene una duración total de 2,5 minutos. No tratar simultáneamente con las tres matrices para no superar el valor de irradiancia límite de 150 mW/cm ² . Para formas muy hiperqueratósicas de mayor espesor se recomienda luz de 522 + 632 nm y dosis de 105 J/cm ² , lo que requerirá tiempos de exposición prolongados (20 minutos) dada la inferior efectividad de absorción para dichas longitudes de onda con respecto a la de 404 nm.			
Bowen & Basal Cell Carcinoma	ALA 20% 3 – 6h	1º. 632	65,74	30	125 [60]
	Observaciones:	-			
Onicomiosis	ALA 20% 3 – 6h	1º.522+632	24,48 + 65,74	9	50 [48]
	Observaciones:	Previa radiación, abrasión mecánica de la placa y aplicación de urea al 20%. En aquellos casos donde la lesión alcance los estratos menos superficiales de la uña, pudiendo afectar el propio lecho ungueal, se deberá corregir la dosis en función del espesor de la misma.			

Las aplicaciones del equipo no quedan limitadas a las propuestas en la tabla 9. Puede utilizarse en otras





muchas pertenecientes al campo de la terapia fotodinámica. Un ejemplo es el tratamiento de psoriasis usando como sensibilizante ALA oral de 3 - 6 h, utilizando la matriz de 404 nm para suministrar una dosis de 20 J/cm² [60]. Para este tipo de lesión, dada la moderada eficacia de los tratamientos con radiaciones pertenecientes al espectro visible, también es posible personalizar el equipo para aplicar terapia PUVA por simple sustitución de la matriz de 522 nm por una de 355 nm, o añadir un 4 brazo (existe la posibilidad de añadir hasta 6 brazos sin problema de espacio). En este caso se usaría como fotosensibilizante 8-MOP 0,6 mg/kg máximo 60-70 mg por toma, de 2-3h antes de la sesión. Dosis inicial en función del fototipo con incrementos hasta una dosis máxima de 10 J/cm² [68]. Podría estudiarse la respuesta si en vez de usar LEDs de 355 nm usásemos de 315 nm más próximo al pico de absorción del psoraleno en la franja del espectro próxima a los 300 nm, en este caso se recomienda reducir la dosis en función de la relación de eficacias mostrada en el espectro de absorción del Psoraleno (8-MOP) entre 355 y 315 nm [69]. Existen producciones científicas que certifican buenos resultados por aplicación de UVB entre 304-313 nm, con irradiancias de 1mW/cm² y dosis de 350 mJ/cm². Antes de tratamiento ácido salicílico 10% 2 - 3 días antes de la primera sesión. 4 veces por semana durante 8 semanas o hasta desaparición [70]. Esta opción es posible procediendo igual que antes. También, dado que actualmente no hay establecidos protocolos claros para determinar valores óptimos de irradiancia, longitudes de onda, concentración de fotosensibilizante, tipo y dosificación [71] en función de la lesión y sus parámetros (extensión, profundidad, localización...) [72], este equipo dada su versatilidad, facilidad de fabricación y economía se propone como una herramienta de gran potencial es este campo de trabajo.

4.7.5. CONSIDERACIONES FINALES Y RESULTADO DE UN ENSAYO PILOTO.

La luminaria propuesta para TFD en la realización particular estudiada en el presente trabajo se adapta perfectamente a las terapias que usan como





fotosensibilizante un precursor de la PpIX, fotosensibilizador más usado actualmente en dermatología.

Su diseño permite tratamientos con un alto grado de definición. Tratamientos puntuales sin necesidad de afectar el tejido sano anexo a la lesión o tejido lesionado, pero con otras necesidades. En extensión y profundidad.

Los valores de irradiancia por matriz son elevados, lo que permite reducir los tiempos de tratamiento, pero sin superar en ningún caso los 150 mW/cm² valor por encima del cual existe riesgo de lesión térmica.

La luminaria propuesta es de bajo coste, fácil de fabricar y personalizar ya sea cambiando la longitud de onda de alguna de las matrices o añadiendo más brazos (hasta 6 brazos).

El equipo muestra un alto potencial para el desarrollo de protocolos de tratamiento y como herramienta de investigación.

Otras fuentes para tratamientos puntuales son los Láseres, que presentan como inconvenientes su radiación monocromática, alto coste, la necesidad de soporte técnico y calibraciones regulares.

La luminaria está siendo utilizada por profesionales de la dermatología en ensayos pilotos cumpliendo en todo caso los criterios éticos exigidos a este tipo de ensayos. El resultado que disponemos a día de hoy ha mostrado la eficacia del dispositivo (ver figura 43).

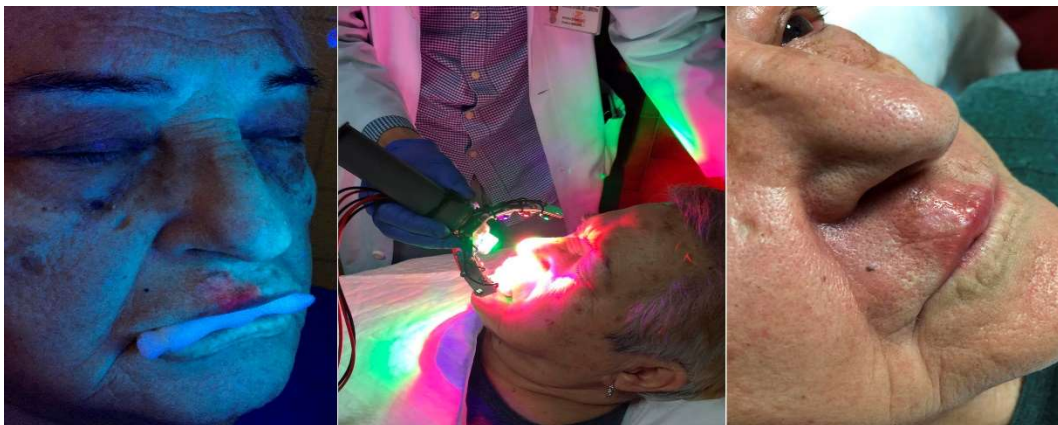


Figure 43. *Tratamiento queratosis actínica con prototipo*



CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES GENERALES, MATERIAL DE RESPALDO Y REFERENCIAS





5.1. CONCLUSIONES GENERALES

Las conclusiones que han resultado de cada una de las investigaciones llevadas a cabo en este trabajo nos permiten afirmar que el espectro de emisión de una radiación es un factor determinante para producir o lograr un efecto concreto en un tejido, órgano, etc. del cuerpo.

La primera parte de la investigación deja patente la repercusión que el espectro de emisión de una fuente tiene en la visión en condiciones de alumbrado nocturno de viales ($0.01 - 3 \text{ cd/m}^2$), lo que se conoce como visión mesópica. En primer lugar, remarca la importancia de adaptar los flujos lumínicos proporcionados por los fabricantes (flujos fotópicos) a flujos efectivos (mesópicos), que son los apropiados para la sensibilidad del ojo en estas condiciones de iluminación. Dicha transformación función de la luminancia del vial y espectro de emisión de la fuente arroja un valor de relación M/P, que nos permite el paso de flujo fotópico a mesópico y que por fuentes, podemos consultar para el caso de nuestro análisis (vial ME6 - L:0,3 a $0,36 \text{ cd/m}^2$) en la tabla que sigue.

VSAP CCT: 2,000K / CRI: 25	LED Cálido CCT: 3,000K / CRI: 75	LED Neutro CCT: 4,000K / CRI: 75	LED Frío CCT: 5,500K / CRI: 65
0.88	1.03	1.12	1.15

Los resultados muestran una reducción en un 12% de los flujos de las luminarias de VSAP, y un aumento en un 3, 12 y 15% de los flujos correspondientes a fuentes LED cálidos, neutros y fríos respectivamente.

La reducción de flujo en el caso de luminarias VSAP supone reducir la interdistancia entre báculos un valor medio de 2,5 m, lo que se traduce en una instalación con más puntos de luz para cubrir una misma distancia. En el caso de fuentes tipo LED ocurre lo contrario, el incremento de flujo permite aumentar dicha interdistancia y cubrir una misma longitud con menos puntos. Para el caso concreto de LED neutros la reducción de distancia es de 2 m de media, lo que supone un ahorro de 3,2 luminarias por kilómetro.





También nos permite hacer estimaciones de consumo energético [W/m^2] de posibles futuras instalaciones más ajustados. Para el caso de un vial tipo ME6 ratios apropiados para instalaciones eficientes serán de $0,48 \text{ W}/\text{m}^2$ para VSAP y $0,10 \text{ W}/\text{m}^2$ para LED neutros, valores muy por debajo de los ratios que han venido utilizándose ($1,5 \text{ W}/\text{m}^2$), lo cual se traduce en un ahorro en el dimensionado de las instalaciones de urbanización asociadas a la instalación de alumbrado.

Este mejor comportamiento de los LED radica en su mayor valor de CRI consecuencia de un espectro más completo y CCT más frías, consecuencia de los picos de emisión en la franja de los azules, rango de longitudes de onda a la que presentan más sensibilidad los bastones.

Estos picos de radiación azul características de este tipo de fuentes mejoran la visión mesópica, sin embargo, pueden ser causa de patologías dermatológicas como desequilibrios oxidativos y en la pigmentación de la piel, este hecho unido a una mayor exposición a fuentes LED (iluminación interior, televisiones, móviles, monitores...) a consecuencia de nuestros nuevos hábitos de vida y un año con largos periodos de confinamiento, nos hizo preguntarnos si las dosis recibidas eran suficientes para producir dicho daño. Las conclusiones obtenidas nos ofrecen datos como que la radiación azul emitida por un LED cálido es aproximadamente igual a las correspondientes a las tradicionales bombillas incandescentes, por otro lado, se observa como fuente claramente controlante en un día de exposición normal (1,5 h de móvil/tableta, 8 h de luz interior y pantallas y 1 h de sol) la radiación solar, que supone un 98% de la radiación necesaria para inducir alguno de estos efectos. En ausencia de sol los tiempos necesarios para producir pigmentación son elevados, van desde las 50 h de exposición de un tubo fluorescente para producir una pigmentación inmediata a las 4000 h de uso de un iPhone 7 para producir una pigmentación permanente.

Podemos estimar la dosis efectiva para producción de pigmentación permanente a partir de la siguiente ecuación de referencia:





$$D = (0.00122175 \cdot h_1 + 0.00825764 \cdot h_2 + 0.00114033 \cdot h_3 + 18.91968012 \cdot h_4) \cdot 3600 / 10000$$

Donde D es la dosis efectiva [J/cm²] recibida en el ciclo diario analizado, h1 las horas estimadas frente a una pantalla, h2 las horas estimadas de exposición iluminación, h3 las horas estimadas de uso de móvil/tableta y h4 las horas estimadas de exposición al sol. El valor de dosis necesario para PPD es de 0,808 J / cm².

De igual forma para pigmentación inmediata tenemos:

$$D = (0.00330675 \cdot h_1 + 0.02295893 \cdot h_2 + 0.00287042 \cdot h_3 + 27.54992465 \cdot h_4) \cdot 3600 / 10000$$

Donde D es la dosis efectiva [J/cm²] recibida en el ciclo diario analizado, h1 las horas estimadas frente a una pantalla, h2 las horas estimadas de exposición iluminación, h3 las horas estimadas de uso de móvil/tableta y h4 las horas estimadas de exposición al sol. El valor de dosis necesario para IPD es de 1 J / cm².

Las ecuaciones presentadas se deberán usar con las siguientes reservas. En primer lugar, las dosis de irradiancia se basan en valores medios calculados a partir de una muestra de dispositivos electrónicos y bombillas de uso habitual. En segundo lugar, la radiación solar varía considerablemente a lo largo del día y según la estación.

Finalmente, el trabajo desarrollado en atención a la petición de diseño de una fuente LED para tratamiento de lesiones por hongos en uñas y bajo estas, con idea de aprovechar la radiación azul de éstos, nos llevó en primer lugar, a determinar la transmitancia de la capa ungueal, que no es más que la particularización de la ley de Lambert-Beer para el caso de la uña:

$$T = a \cdot e^{b \cdot x}$$

$$a = 2,21264307689634E - 12 \cdot \lambda^5 - 6,72706384607524E - 09 \cdot \lambda^4 + 0,0000081193786117966 \cdot \lambda^3 - 0,0048592293230825 \cdot \lambda^2 + 1,439286423492 \cdot \lambda - 167,326784595634$$

$$b = -4,2666666666671E - 09 \cdot \lambda^3 - 6,62145238095168E - 06 \cdot \lambda^2 + 0,0180824492857139 \cdot \lambda - 9,18569814285708$$

Donde T es la transmitancia en tanto por uno, x es el espesor de la uña en mm y λ la longitud de onda en nm.





La placa es más transparente a las radiaciones menos energéticas (con mayor longitud de onda) y más opacas a las más energéticas (menos longitud de onda).

Este conocimiento nos permite particularizar el tratamiento a cada individuo y cada lesión ajustando las dosis en consideración del valor de transmitancia de la uña, así como de apoyo al diseño de la fuente, fundamentalmente en la consideración de su irradiancia. Para el ajuste de dosis es necesario conocer el fotosensibilizante aplicado y el espesor de uña a tratar o que cubre la lesión. El fotosensibilizante nos dirá cuál es el espectro de absorción del fotosensibilizador y en consecuencia el espectro de emisión adecuado para la fuente, que no tiene porque coincidir con el azul inicialmente propuesto, y que para los casos más usuales en dermatología serán aquellos con radiación en 405, 530 y 630 nm.

La luminaria propuesta para TFD se ajusta a la especificación anterior radiando en dichas longitudes de onda. Su diseño permite tratamientos locales con valores de radiación elevados, pero sin superar el límite de 150 mW/cm² valor por encima del cual existe riesgo de lesión térmica.

A continuación, y a modo de síntesis exponemos las conclusiones principales.

PRIMERA CONCLUSIÓN

Se demuestra la relevancia del espectro de emisión de la fuente en los fenómenos de visión en condiciones de alumbrado público. En estas condiciones se ven favorecidos aquellos emisores con espectros que contengan información en el rango verde-azul del espectro, este es el caso de los LED con un pico característico en los azules.

SEGUNDA CONCLUSIÓN

A pesar de que los LED se han impuesto como tecnología dominante en iluminación de exteriores e interior y como fuente en dispositivos electrónicos, la radiación azul emitida por ellos no supone un riesgo para la salud de nuestra piel en lo que a pigmentación y equilibrio





oxidativo se refiere. La radiación dañina es la solar. Excluimos de esta conclusión a personas fotosensibles con alergia a luz azul y similares.

TERCERA CONCLUSIÓN

La radiación azul de los emisores LED no tienen porque ser la más adecuada para los tratamientos TFD. La radiación más adecuada será función del fotosensibilizante utilizado, siendo en dermatología los más usados los que inducen la producción de PpIX con espectro de absorción con picos en 405, 530 y 630nm. En el caso de tratamientos en la uña será necesario considerar la transmitancia de esta en dichas longitudes de onda y su espesor para corregir las dosis de aplicación.

CUARTA CONCLUSIÓN

La tecnología LED permite el desarrollo de diodos LED con un ancho de banda estrecho (cerca del monocromo) en cualquier longitud de onda por el uso de filtros de conversión de fotones. Usando estos diodos podemos desarrollar luminarias con espectros de emisión a la carta relativamente baratos y apropiadas para su uso en tratamientos TFD.

5.2. MATERIAL DE RESPALDO DE LA TESIS

a). de Gálvez, E. N., Aguilera, J., de Gálvez, M. V., Fonda-Pascual, P., Herrera-Ceballos, E., & Gago-Calderón, A. (2020). Effect of Nail Thickness on Visible Radiation Transmittance: Implications for New Photodynamic Therapy Technologies in Onychomycosis. *Photochemistry and Photobiology* (Q2), 96(6), 1267-1272. DOI: [10.1111/php.13296](https://doi.org/10.1111/php.13296).

De la presente publicación ha surgido 1º-Modelo de utilidad, luminaria para tratamiento TFD en tecnología LED y 2º-Artículo de presentación, propuesta y ensayos con el dispositivo modelo de utilidad. Actualmente en proceso.

b). de Gálvez, E. N., Aguilera, J., Solís, A., de Gálvez, M. V., Herrera-Ceballos, E., & Gago-Calderón, A.





(2021) The potential role of UV and blue light from the sun, artificial lighting, and electronic devices in melanogenesis and oxidative stress. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology* (Q1). Revisión por pares R2.

Esta segunda publicación, tiene estudios asociados, entre ellos el trabajo titulado: Predicción del grado de pigmentación cutánea por luz azul procedente del sol, iluminación artificial y dispositivos móviles. ¿Nos protegen frente a la luz azul los fotoprotectores actuales?, premiado por la AEDV 2021 como mejor estudio de investigación.

c). Navarrete-de Galvez, E., Gago-Calderon, A., García-Ceballos, L., Contreras-López, M.A., & Andres-Diaz, J. R. (2021). Adjustment of lighting parameters from photopic to mesopic values in outdoor lighting installations strategy and associated evaluation of variation in energy needs. *Sustainability* (Q2), 13, 4089. DOI: [10.3390/su13084089](https://doi.org/10.3390/su13084089).

Este último trabajo se presentó a congreso internacional (CIDIP 2020) que lo propuso para publicación en edición especial de la revista *Sustainability*.

Además de lo anteriormente indicado, durante el periodo de desarrollo de la tesis encontramos (en relación a esta):

1.-Organización y Asistencia a XXIII Congreso Internacional de Dirección e Ingeniería de Proyectos (CIDIP 2019), con presentación de publicación titulada: Análisis cartográfico SIG para el estudio de calidad fotométrica y protección del cielo nocturno en instalaciones de alumbrado público.

2.-Asistencia a XXIV Congreso Internacional de Dirección e Ingeniería de Proyectos (CIDIP 2020), con presentación de publicación titulada: Ajuste de parámetros luminotécnicos de valores fotópicos a mesópicos en las instalaciones de alumbrado exterior y valoración energética asociada (propuesta para su publicación en revista).



3.-Participación como investigador en Proyecto I+D+i financiado por Smart Campus (UMA) con título: Sistemas de vigilancia de los niveles de radiación ultravioleta y de los niveles de exposición solar del personal de la UMA. Estudio de hábitos y actitudes e implantación de sistemas de información multifactorial para mejorar la prevención del cáncer de piel (SMARTSKIN) y una asignación económica de 47,250 €.

4.-Participación en publicación presentada al Congreso AEDV Virtual Otoño 2020 titulada: Fotoestimulación potencial de melanina cutánea bajo exposiciones a luz azul procedentes del sol, iluminación artificial y dispositivos móviles. ¿Nos protegen los fotoprotectores actuales?.

5.-Participación en publicación presentada al 34 Reunión del Grupo Español de Fotobiología titulada: Análisis de la transmitancia lumínica ungueal como base para nuevas tecnologías en terapia fotodinámica de oncomicosis.

6.-Participación en publicación presentada al 34 Reunión del Grupo Español de Fotobiología titulada: Fotoestimulación potencial de melanina cutánea bajo exposiciones a luz azul procedentes del sol y dispositivos artificiales. ¿Nos protegen realmente de estas longitudes de onda las nuevas fórmulas fotoprotectoras?

5.3. FUTUROS TRABAJOS

Cada estudio abre campo al desarrollo de nuevas investigaciones pertenecientes a esta línea de trabajo donde conviven ingeniería y medicina. A continuación, planteamos algunas de ellas.

De la investigación realizada en el desarrollo del primer capítulo de nuestro estudio se dirime la importancia de trabajar con flujos efectivos, que en este caso podemos llamar flujo mesópico. La transformación de los flujos fotópicos (aportados por fabricantes) a mesópicos en el método propuesto, se lleva a cabo en función del espectro de la fuente y la luminancia del vial. En ocasiones, el parámetro conocido es la iluminancia, en estos casos sería interesante plantear un análisis que permita el desarrollo de una expresión empírica capaz de darnos un valor de luminancia a partir de un valor de





iluminancia para los pavimentos y situaciones más usuales. Otro de los aspectos interesantes en relación a la luz azul radiada por las fuentes LED utilizadas para alumbrado público, y en relación a la contaminación lumínica del cielo nocturno, sería analizar como varía el espectro reflejado por un pavimento en función de la longitud de onda y la distancia de la fuente al pavimento, y también desde que es reflejado como se comporta éste en función de la distancia al pavimento en el que se refleja. Esto nos permitiría determinar el potencial contaminador de la fuente y su relevancia.

El efecto de la luz azul radiada por fuentes artificiales hemos visto que no suponen un riesgo para la salud de nuestra piel, en lo que a pigmentación y equilibrio oxidativo se refiere. No obstante, entendemos que puede ser interesante ampliar el estudio y analizar el efecto de esta franja de radiación del espectro visible de alta energía en individuos fotosensibles y elementos de protección como cremas, tejidos... Para ello podemos recurrir al dispositivo de luz azul desarrollado cuyo rango de trabajo va de los 370 - 465 nm. Los resultados de estos análisis pueden servirnos para plantear nuevas estrategias de fotoprotección, así como establecer funciones de paso específicas para este tipo de lesiones, desarrollo de nuevos tejidos de protección,...

El último análisis, sirvió para desarrollar un modelo de utilidad actualmente en trámite, y también la redacción de un artículo donde se presenta el dispositivo sus características y resultados de un estudio piloto. Sin embargo, el equipo sólo puede destinarse a tratamientos superficiales externos, podría ser muy interesante trabajar en concentradores de la radiación del equipo sobre una línea de fibra óptica y su ensamblaje a equipos para tratamientos por endoscopia.

5.4. REFERENCIAS

- [1] DiLaura, D.L. The lighting handbook: reference and application; *Illuminating Engineering Society of North America (IESNA)*: New York City, USA. 2011 ISBN 9780879952419.
- [2] Van der Rhee, H. J., de Vries, E., & Coebergh, J. W. (2016). Regular sun exposure benefits health. *Medical*



hypotheses, 97, 34-37. DOI:
[10.1016/j.mehy.2016.10.011](https://doi.org/10.1016/j.mehy.2016.10.011).

- [3] Morton, C., Brown, S. B., Collins, S., Ibbotson, S., Jenkinson, H., Kurwa, H., ... & Rhodes, L. E. (2002). Guidelines for topical photodynamic therapy: report of a workshop of the British Photodermatology Group. *British Journal of Dermatology*, 146(4), 552-567. DOI: [10.1046/j.1365-2133.2002.04719.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-2133.2002.04719.x).
- [4] Bowmaker, J. K., & Dartnall, H. (1980). Visual pigments of rods and cones in a human retina. *The Journal of physiology*, 298(1), 501-511. DOI: [10.1113/jphysiol.1980.sp013097](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1980.sp013097).
- [5] Simunovic, M. P. (2016). Acquired color vision deficiency. *Survey of ophthalmology*, 61(2), 132-155. DOI: [10.1016/j.survophthal.2015.11.004](https://doi.org/10.1016/j.survophthal.2015.11.004).
- [6] Djuretic, A., & Kostic, M. (2018). Actual energy savings when replacing high-pressure sodium with LED luminaires in street lighting. *Energy*, 157, 367-378. DOI: [10.1016/j.energy.2018.05.179](https://doi.org/10.1016/j.energy.2018.05.179).
- [7] Kovács, A., Bártai, R., Csáji, B. C., Dudás, P., Háty, B., Pedone, G., ... & Váncza, J. (2016). Intelligent control for energy-positive street lighting. *Energy*, 114, 40-51. DOI: [10.1016/j.energy.2016.07.156](https://doi.org/10.1016/j.energy.2016.07.156).
- [8] de Oliveira Grando, F., & Ghisi, E. (2021). Assessment of public lighting systems considering mesopic vision. *Journal of Cleaner Production*, 279, 123369. DOI: [10.1016/j.jclepro.2020.123369](https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2020.123369).
- [9] Peña-García, A., & Sędziwy, A. (2020). Optimizing lighting of rural roads and protected areas with white light: a compromise among light pollution, energy savings, and visibility. *Leukos*, 16(2), 147-156. DOI: [10.1080/15502724.2019.1574138](https://doi.org/10.1080/15502724.2019.1574138).
- [10] Casagrande, C., Nogueira, F., Salmento, M., & Braga, H. (2019). Efficiency in Street Lighting Projects by Employing LED Luminaires and Mesopic Photometry. *IEEE Latin America Transactions*, 17(06), 921-929. DOI: [10.1109/TLA.2019.8896814](https://doi.org/10.1109/TLA.2019.8896814).
- [11] Beccali, M., Bonomolo, M., Leccese, F., Lista, D., & Salvadori, G. (2018). On the impact of safety requirements, energy prices and investment costs in





- street lighting refurbishment design. *Energy*, 165, 739-759. DOI:10.1016/j.energy.2018.10.011.
- [12] European Standard, Road lighting - Part 2: Performance requirements (EN 13201-2:2015), Brussels, Belgium, 2015.
- [13] Commission Internationale de l'Éclairage (CIE), Recommended system for mesopic photometry based on visual performance, CIE 191:2010; 2010. ISBN: 978-3-901906-88-6.
- [14] Stockmar, A.W. EULUMDAT/2 - Extended Version of a Well Established Luminaire Data Format, 1998 CIBSE National Lighting Conference, Lancaster, UK, April 1998. pp. 353-362
- [15] Lutkevich, P.; McLean, D.; Cheung, J. FHWA lighting handbook. 2012. Available online: https://safety.fhwa.dot.gov/roadway_dept/night_visib/lighting_handbook/
- [16] Khan, T. Q., Bodrogi, P., Vinh, Q. T., & Winkler, H. (Eds.). (2015). *LED lighting: technology and perception*. John Wiley & Sons. ISBN: 978-3-527-41212-9.
- [17] Davidovic, M., Djokic, L., Cabarkapa, A., Djuretic, A., Skerovic, V., & Kostic, M. Drivers' preference for the color of LED street lighting. *IEEE access* 2019, 7, 72850-72861. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2920737.
- [18] Yao, Q., Sun, Y., & Lin, Y. Research on facial recognition and color identification under CMH and HPS lamps for road lighting. *Leukos* 2009, 6(2), 169-178. DOI: 10.1582/LEUKOS.2009.06.02006.
- [19] Illuminating Engineering Society of North America (IESNA). ANSI/IES recommended practice for roadway lighting No. RP-8-14. Illuminating Engineering Society of North America, Roadway Lighting Committee. ANSI/IES: New York City, USA. 2014.
- [20] Lomas, A., Leonardi-Bee, J., & Bath-Hextall, F. (2012). A systematic review of worldwide incidence of nonmelanoma skin cancer. *British Journal of Dermatology*, 166(5), 1069-1080. DOI: 10.1111/j.1365-2133.2012.10830.x.





- [21] Diepgen, T. L., & Mahler, V. (2002). The epidemiology of skin cancer. *British Journal of Dermatology*, 146, 1-6. DOI: [10.1046/j.1365-2133.146.s61.2.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-2133.146.s61.2.x).
- [22] Jinna, S., & Adams, B. B. (2013). Ultraviolet radiation and the athlete: risk, sun safety, and barriers to implementation of protective strategies. *Sports Medicine*, 43(7), 531-537. DOI: [10.1007/s40279-013-0021-5](https://doi.org/10.1007/s40279-013-0021-5).
- [23] Fontal, B., Suárez, T., & Reyes, M. (2005). El espectro electromagnético y sus aplicaciones. *Escuela de la Ingeniería*, 1, 24.
- [24] Mora Ochoa, Moraima, Olivares Savigñon, Alvis Rosa, González Gross, Tania María, & Castro Mela, Inés. (2010). El sol: ¿enemigo de nuestra piel?. *Medisan*, 14(6).
http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1029-30192010000600014&lng=es&tlng=es.
- [25] Jones, R. (1987). Ozone depletion and cancer risk. *The Lancet*, 330(8556), 443-446. DOI: [10.1016/S0140-6736\(87\)90972-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(87)90972-X).
- [26] Sánchez C, Francisca. (2006). Consideraciones sobre la capa de ozono y su relación con el cáncer de piel. *Revista médica de Chile*, 134(9), 1185-1190. DOI: [10.4067/S0034-98872006000900015](https://doi.org/10.4067/S0034-98872006000900015).
- [27] Midya, S.K., Saha, U. (2011). Role of the rate of change of Total Column Ozone during different seasons on the prediction of Indian summer monsoon rainfall over Gangetic West Bengal, India. *Indian Journal of Physics*, 85(10), 1461-1468. DOI: [10.1007/s12648-011-0165-9](https://doi.org/10.1007/s12648-011-0165-9).
- [28] Cabrera Morales, C. M., & López-Nevot, M. A. (2006). Efectos de la radiación ultravioleta (UV) en la inducción de mutaciones de p53 en tumores de piel. *Oncología (Barcelona)*, 29(7), 25-32. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0378-48352006000700003&lng=es&tlng=es.
- [29] Cañarte Soledispa, K. (2010). Radiación ultravioleta y su efecto en la salud. *Revista Ciencia UNEMI*, 3(4), 26-33. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5210278>.





- [30] Regazzetti, C., Sormani, L., Debayle, D., Bernerd, F., Tulic, M. K., De Donatis, G. M., ... & Passeron, T. (2018). Melanocytes sense blue light and regulate pigmentation through opsin-3. *Journal of Investigative Dermatology*, 138(1), 171-178. DOI: [10.1016/j.jid.2017.07.833](https://doi.org/10.1016/j.jid.2017.07.833).
- [31] Nakashima, Y., Ohta, S., & Wolf, A. M. (2017). Blue light-induced oxidative stress in live skin. *Free radical biology & medicine*, 108, 300-310. DOI: [10.1016/j.freeradbiomed.2017.03.010](https://doi.org/10.1016/j.freeradbiomed.2017.03.010).
- [32] Maeda, K. (2017). Action spectrum on UVA irradiation for formation of persistent pigmentation in normal Japanese individuals. *Cosmetics*, 4(4), 55. DOI: [10.3390/cosmetics4040055](https://doi.org/10.3390/cosmetics4040055).
- [33] OSHA. Computer Workstations eTool >> Monitors. Available: https://www.osha.gov/SLTC/etools/computer-workstations/components_monitors.html.
- [34] EN 12464-1:2011 Light and lighting - Lighting of work places - Part 1: Indoor work places.
- [35] EN 527-1:2011 Office furniture - Work tables and desks - Part 1: Dimensions.
- [36] ISO 45001:2018 Occupational health and safety management systems - Requirements with guidance for use.
- [37] Chardon A., D. Moyal, D. Hourseau. (1997). PPD Action Spectrum Persistent Pigment Darkening Response as a Method for Evaluation of Ultraviolet A Protection Assays. *Sunscreens: Development, Evaluation and Regulatory Aspects*, 2nd ed.; Lowe N.J., Shaath N.A., Pathak M.A., Eds.; Marcel Dekker Inc.: New York, NY, USA, pp. 559-582.
- [38] Rosen C. F., S. L. Jacques, M. E. Stuart, R. W. Gange (1990) Immediate pigment darkening: visual and reflectance spectrophotometric analysis of action spectrum. *Photochem Photobiol.* 51, 583-588. DOI: [10.1111/j.1751-1097.1990.tb01969.x](https://doi.org/10.1111/j.1751-1097.1990.tb01969.x).
- [39] Irwin, C., Barnes, A., Veres, D., & Kaidbey, K. (1993). An ultraviolet radiation action spectrum for





- immediate pigment darkening. *Photochemistry and photobiology*, 57(3), 504-50. DOI: [10.1111/j.1751-1097.1993.tb02326.x](https://doi.org/10.1111/j.1751-1097.1993.tb02326.x).
- [40] Zastrow L., N. Groth, F. Klein, D. Kockott, J. Lademann, R. Renneberg, L. Ferrero (2009) The missing link-light-induced (280-1,600 nm) free radical formation in human skin. *Skin Pharmacol Physiol*. 22, 31-44. DOI: [10.1159/000188083](https://doi.org/10.1159/000188083).
- [41] O'Hagan J. B., M. Khazova, L. L. Price (2016) Low Energy light bulbs, computers, tablets and the blue light hazard. *Eye (Lond)*. 30, 230-233. DOI: [10.1038/eye.2015.261](https://doi.org/10.1038/eye.2015.261).
- [42] Pimputkar, S., Speck, J. S., DenBaars, S. P., & Nakamura, S. (2009). Prospects for LED lighting. *Nature photonics*, 3(4), 180-182 DOI: [10.1038/nphoton.2009.32](https://doi.org/10.1038/nphoton.2009.32).
- [43] Besoli, G., Palomas, N., & Chamarro, A. (2018). Uso del móvil en padres, niños y adolescentes: Creencias acerca de sus riesgos y beneficios. *Aloma: Revista de Psicología, Ciències de l'Educació i de l'Esport*, 36(1). DOI: [10.51698/aloma.2018.36.1.29-39](https://doi.org/10.51698/aloma.2018.36.1.29-39).
- [44] Mahmoud B. H., E. Ruvolo, C. L. Hexsel, Y. Liu, M. R. Owen, K. Kollias, H. W. Lim, I. H. Hamzavi (2010) Impact of long-wavelength UVA and visible light on melanocompetent skin. *J Invest Dermatol*. 130, 2092-2097. DOI: [10.1038/jid.2010.95](https://doi.org/10.1038/jid.2010.95).
- [45] Dalmau, J. Roé, E., Corella, F., García-Navarro, X., & Puig, Ll. (2006). Onicomicosis. *Farmacia Profesional*, 20(10), 62-66. <https://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-articulo-onicomicosis-13095632>.
- [46] del Castillo Saiz, A., Álvarez Sánchez, B., & Guzmán Quilo, C. (2000). Las Onicomicosis. *Medicina Integral*, 36(1), 29-33. <https://www.elsevier.es/pt-revista-medicina-integral-63-articulo-las-onicomicosis-11670>.
- [47] Dolmans, D. E., Fukumura, D., & Jain, R. K. (2003). Photodynamic therapy for cancer. *Nature reviews cancer*, 3(5), 380-387. DOI: [10.1038/nrc1071](https://doi.org/10.1038/nrc1071).





- [48] Robres, P., Aspiroz, C., Rezusta, A., & Gilaberte, Y. (2015). Utilidad de la terapia fotodinámica en el manejo de la onicomycosis. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 106(10), 795-805. DOI: [10.1016/j.ad.2015.08.005](https://doi.org/10.1016/j.ad.2015.08.005).
- [49] Sibata, C. H., Colussi, V. C., Oleinick, N.L., Kinsella, T. J. (2001). Photodynamic therapy in oncology. *Expert Opin Pharmacother* 2(6), 917-27. DOI: [10.1517/14656566.2.6.917](https://doi.org/10.1517/14656566.2.6.917).
- [50] Abrahamse, H., & Hamblin, M. R. (2016). New photosensitizers for photodynamic therapy. *Biochemical Journal*, 473(4), 347-364. DOI: [10.1042/BJ20150942](https://doi.org/10.1042/BJ20150942).
- [51] Dougherty, T. J., Gomer, C. J., Henderson, B. W., Jori, G., Kessel, D., Korbek, M., ... & Peng, Q. (1998). Photodynamic therapy. *JNCI: Journal of the national cancer institute*, 90(12), 889-905. DOI: [10.1093/jnci/90.12.889](https://doi.org/10.1093/jnci/90.12.889).
- [52] Arias, G. A. M., Luna, A. E., Delgadillo, A. A., & Camps-Fresneda, A. (2007). Terapia fotodinámica. *Medicina cutánea ibero-latino-americana*, 35(6), 255-268. <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=14751>.
- [53] Vicentini, C., Tylcz, J. B., Maire, C., Mordon, S., & Mortier, L. (2017). Terapia fotodinámica. *EMC-Dermatología*, 51(3), 1-8. DOI: [10.1016/S1761-2896\(17\)85934-3](https://doi.org/10.1016/S1761-2896(17)85934-3).
- [54] Villavicencio-Queijeiro, A. (2012). La mitocondria como fábrica de cofactores: biosíntesis de grupo hemo, centros Fe-S y nucleótidos de flavina (FMN/FAD). *TIP Revista Especializada en Ciencias Químico-Biológicas*, 15(2), 116-132. <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumenI.cgi?IDARTICULO=42722>.
- [55] Bonnett, R. (1995). Photosensitizers of the porphyrin and phthalocyanine series for photodynamic therapy. *Chemical Society Reviews*, 24(1), 19-33. DOI: [10.1039/CS9952400019](https://doi.org/10.1039/CS9952400019).
- [56] Gold, M. H., & Goldman, M. P. (2004). 5-aminolevulinic acid photodynamic therapy: Where we have been and where we are going. *Dermatologic surgery*, 30(8), 1077-1084. DOI: [10.1111/j.1524-4725.2004.30331.x](https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.2004.30331.x).





- [57] Taub, A. F. (2011). 5-Aminolevulinic Acid: Acne Vulgaris. In: Gold M. (eds) Photodynamic Therapy in Dermatology (pp. 31-45). Springer, New York, NY. DOI: [10.1007/978-1-4419-1298-5_3](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1298-5_3).
- [58] Johnson, M., & Shuster, S. (1994). Determinants of nail thickness and length. *British Journal of Dermatology*, 130(2), 195-198. DOI: [10.1111/j.1365-2133.1994.tb02899.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.1994.tb02899.x).
- [59] Meretska, M. L., Uppu, R., Vissenberg, G., Lagendijk, A., Ijzerman, W. L., & Vos, W. L. (2017). Analytical modeling of light transport in scattering materials with strong absorption. *Optics express*, 25(20), A906-A921. DOI: [10.1364/OE.25.00A906](https://doi.org/10.1364/OE.25.00A906).
- [60] Fernández-Guarino, M., García-Morales, I., Harto, A., Montull, C., Pérez-García, B., & Jaén, P. (2007). Terapia fotodinámica: nuevas indicaciones. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 98(6), 377-395. <https://www.actasdermo.org/es-terapia-fotodinamica-nuevas-indicaciones-articulo-13107640>.
- [61] Liu, S., & Luo, X. (2011). *LED packaging for lighting applications: design, manufacturing, and testing*. John Wiley & Sons. DOI: [10.1002/9780470827857](https://doi.org/10.1002/9780470827857).
- [62] Parker, S. G., & Diffey, B. L. (1983). The transmission of optical radiation through human nails. *British Journal of Dermatology*, 108(1), 11-16. DOI: [10.1111/j.1365-2133.1983.tb04573.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.1983.tb04573.x).
- [63] Battersby, A. R. (2000). Tetrapyrroles: the pigments of life. *Natural product reports*, 17(6), 507-526. DOI: [10.1039/B002635M](https://doi.org/10.1039/B002635M).
- [64] Gilaberte, Y., Serra-Guillén, C., Ruiz-Rodríguez, R., Fernández-Lorente, M., Benvenuto-Andrade, C., González-Rodríguez, S., & Guillén-Barona, C. (2006). Terapia fotodinámica en dermatología. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 97(2), 83-102. DOI: [10.1016/S0001-7310\(06\)73359-2](https://doi.org/10.1016/S0001-7310(06)73359-2).
- [65] Brancalion, L., & Moseley, H. (2002). Laser and non-laser light sources for photodynamic therapy. *Lasers in medical science*, 17(3), 173-186. DOI: [10.1007/s101030200027](https://doi.org/10.1007/s101030200027).



- [66] Profio, A. E., & Doiron, D. R. (1987). Transport of light in tissue in photodynamic therapy. *Photochemistry and photobiology*, 46(5), 591-599. DOI: [10.1111/j.1751-1097.1987.tb04819.x](https://doi.org/10.1111/j.1751-1097.1987.tb04819.x).
- [67] Sebrao, C. C. N., Bezerra Jr, A. G., de França, P. H. C., Ferreira, L. E., & Westphalen, V. P. D. (2017). Comparison of the efficiency of rose bengal and methylene blue as photosensitizers in photodynamic therapy techniques for *Enterococcus faecalis* inactivation. *Photomedicine and laser surgery*, 35(1), 18-23. DOI: [10.1089/pho.2015.3995](https://doi.org/10.1089/pho.2015.3995).
- [68] Carrascosa, J. M., Gardeazábal, J., Pérez-Ferriols, A., Alomar, A., Manrique, P., Jones-Caballero, M., ... & de Fotobiología, G. E. (2005). Documento de consenso sobre fototerapia: terapias PUVA y UVB de banda estrecha. *Actas Dermo-Sifiliográficas*, 96(10), 635-658. DOI: [10.1016/S0001-7310\(05\)73153-7](https://doi.org/10.1016/S0001-7310(05)73153-7).
- [69] Bethea, D., Fullmer, B., Syed, S., Seltzer, G., Tiano, J., Rischko, C., ... & Gasparro, F. P. (1999). Psoralen photobiology and photochemotherapy: 50 years of science and medicine. *Journal of dermatological science*, 19(2), 78-88. DOI: [10.1016/S0923-1811\(98\)00064-4](https://doi.org/10.1016/S0923-1811(98)00064-4).
- [70] Kemény, L., Csoma, Z., Bagdi, E., Banham, A. H., Krenacs, L., & Koreck, A. (2010). Targeted phototherapy of plaque-type psoriasis using ultraviolet B-light-emitting diodes. *British Journal of Dermatology*, 163(1), 167-173. DOI: [10.1111/j.1365-2133.2010.09763.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.2010.09763.x).
- [71] Schaberle F.A. (2018), Assessment of the actual light dose in photodynamic therapy. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy* DOI: [10.1016/j.pdpdt.2018.06.009](https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2018.06.009).
- [72] Goldberg, D. J. (2008). Photodynamic therapy in skin rejuvenation. *Clinics in Dermatology*, 26(6), 608-613. DOI: [10.1016/j.clindermatol.2007.09.009](https://doi.org/10.1016/j.clindermatol.2007.09.009).





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA