



UNIVERSIDAD DE GRANADA

FACULTAD DE CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE ÓPTICA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN FÍSICA Y CIENCIAS DEL ESPACIO

**Aplicación de técnicas ópticas para
caracterización de estructuras dentales y
materiales sintéticos biomiméticos con uso en
odontología restauradora**

Tesis Doctoral

Javier Ruiz López

Graduado en Óptica y Optometría

Máster en Óptica y Optometría Avanzadas

Granada, 2021

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Javier Ruiz López
ISBN: 978-84-1306-966-1
URI: <http://hdl.handle.net/10481/69863>

Aplicación de técnicas ópticas para caracterización de
estructuras dentales y materiales sintéticos biomiméticos
con uso en odontología restauradora

Directores de la Tesis Doctoral

Fdo: **Dra. María del Mar Pérez Gómez**
Catedrática de Universidad
Universidad de Granada
Departamento de Óptica

Fdo: **Dr. Razvan Ionut Ghinea**
Profesor Titular de Universidad
Universidad de Granada
Departamento de Óptica

A mi padre

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero expresar mi más sincero agradecimiento a los directores de esta Tesis Doctoral. A la profesora María del Mar Pérez Gómez, por darme la oportunidad de comenzar en el mundo de la investigación, por abrirme las puertas del *Laboratory of Biomaterials Optics*, por apostar por mí aún a pesar de que las condiciones no eran las más idóneas y, por cuidar de mí como si de una madre se tratara. Al profesor Razvan Ionut Ghinea, por enseñarme a disfrutar del laboratorio, por confiar en mí, por ilusionarme con nuevos proyectos, por tu optimismo y por esos cappuccino de avellana con los que solucionábamos el mundo. A ambos, que son un ejemplo a seguir, gracias por vuestro apoyo y por involucraros de la manera en que lo habéis hecho, por todo el tiempo personal que habéis restado a vuestras familias para que este trabajo salga adelante. Es algo que nunca podré terminar de agradeceros.

A los integrantes del *Laboratory of Biomaterials Optics*. A Juancho, por tantas horas desinteresadas en el laboratorio planificando y realizando montajes, haciendo pruebas y más pruebas y, cómo no, por tantos momentos de risas. A Ana, por todo lo que de manera directa e indirecta ha implicado esta Tesis, por tu serenidad y por todos los momentos en que nos has reunido, formando una gran familia. A Luis Javier, por tu simpatía constante, por tu plena disponibilidad y por esos debates sobre estadística que tanto me han ayudado. A Óscar, por estar siempre disponible a tantos kilómetros y dispuesto a ayudar a la hora que fuera. A Meri, por ser un revulsivo, por contagiar tu felicidad innata, por tus ganas y por buscar siempre la cara buena del pulpo. Gracias Ana Belén y Paco, por arrimar el hombro siempre que ha hecho falta.

A las profesoras Cristina Lucena Martín y Rosa Pulgar Encinas, por vuestra amabilidad y colaboración, por ser una parte indispensable en esta Tesis, ya que sin vosotras este trabajo no hubiera sido posible. Al profesor Manuel Melgosa Latorre, por su colaboración aportando ideas novedosas y valioso conocimiento en parte de esta Tesis, siendo su ayuda fundamental. To Professor Letícia Brandão Durand, from the Universidade Federal de Santa Maria, for starting the collaboration with our research group, that was a fundamental part of this PhD thesis.

To professors Diana Dudea and Cristina Gasparik, from the "*Iuliu Hațieganu*" University of Medicine and Pharmacy of Cluj-Napoca, who made me feel at home during my stay at their university, offering me all the unimaginable attentions, even in the most unexpected moments. To Professor Rares Ionut Stiuftuc, as supervisor of my research stay at the MedFuture Research Center for Advanced Medicine, for his dedicated time, effort and contribution of knowledge and new research fields, as well as to all the colleagues of the research center, who made everything easier with their kindness.

A todos los integrantes del departamento, profesores, personal de administración y servicios, que me han hecho sentir muy cómodo cada día de esta etapa. A los directores del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada durante de este periodo doctoral, los profesores Antonio Pozo Molina y Rosario González Anera, por recibirme, darme un espacio de trabajo y, no por último, permitirme utilizar las instalaciones y dispositivos del departamento.

Al grupo de investigación *Color Imaging Lab*, por cedernos su laboratorio para poder llevar a cabo parte de los estudios descritos. Al profesor Manuel Rubiño López, por cedernos su espectroradiómetro cuando el nuestro se prejubiló sin avisar.

A todos los participantes que han prestado su tiempo para formar parte de algunos de los estudios realizados en esta Tesis Doctoral.

A los que me gusta llamar compañeros, que me acogieron el primer día como si llevara toda una vida con ellos. Gracias por compartir todos los ratos de escucha, euforia, indignación, desesperación, celebración, ayuda y almuerzos. Gracias a Sonia, Francesco, Luis, Tere, Miriam y Migue, por hacerlo todo más ameno.

A mis amigos, ellos saben quiénes son, por tanto tiempo caminando juntos, por quien nos puso un día en camino, por seguir en una etapa más de esta vida que habéis querido vivir conmigo.

Y por último, el agradecimiento más grande a las tres mujeres de mi vida. Siempre os agradeceré que me sostengáis como lo hacéis, sois mi fuerza.

A María, por acompañarme durante todo este camino, que no ha sido fácil, por tu inagotable cariño en todo momento. Por haber sabido gestionar la distancia como yo no habría sabido hacer, por cada fin de semana siempre disponible, por tantos kilómetros de coche y por sacrificar tantas horas del poco tiempo que teníamos. Pero sobre todo, gracias por estar siempre y, aún sin entender, permanecer.

A mi hermana, por estar ayudando siempre, por aguantar sin queja alguna cuando los momentos de estrés podían con todo. Por enseñarme a encontrar lo grande en las cosas pequeñas y por contagiar tu ilusión por vivir el día a día. Gracias por siempre tener en cuenta a tu hermano.

A mi madre, por todos los esfuerzos que sólo tú sabes, que me han hecho ser quien soy a día de hoy. Por tener una buena cara para todo y las palabras necesarias en cada momento. Por no fallar nunca y ser el abrazo en el que descansar. Gracias por ser el pilar de todo.

A todos, mi más sincero agradecimiento.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	1
ABSTRACT	7
PREFACIO	13
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN	17
1.1. Propiedades ópticas y colorimétricas de las estructuras dentales	19
1.2. Materiales dentales	23
1.2.1. Resinas de composite	27
1.3. Propiedades ópticas.....	33
1.3.1. Propiedades ópticas	33
1.3.2. Teoría de Kubelka-Munk	37
1.4. Propiedades colorimétricas	40
1.4.1. Espacios de representación del color	40
1.4.2. Diferencias de color	43
1.4.3. Potencial de adaptación del color.....	46
1.4.4. Blancura	48
1.4.5. Inconstancia del color.....	50
1.5. Umbrales de discriminación cromática y de traslucidez en odontología.....	52
1.6. Propiedades ópticas y colorimétricas de materiales dentales	55
1.6.1. Propiedades ópticas de materiales dentales.....	55
1.6.2. Propiedades colorimétricas de materiales dentales	59
Capítulo 2. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS	63
2.1. Objetivo General.....	66
2.2. Objetivos Específicos	66
Chapter 2. MOTIVATION AND OBJECTIVES.....	67
2.1. Main Objective	70
2.2. Specific Objectives	70

Capítulo 3. RESINAS DE COMPOSITE HÍBRIDAS MULTICAPA: PROPIEDADES ÓPTICAS Y COLORIMÉTRICAS	71
3.1. Material y método	73
3.1.1. Resina de composite híbrida multicapa.....	73
3.1.2. Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral.....	78
3.1.3. Protocolo de medida.....	84
3.1.4. Cálculo y análisis de las propiedades ópticas y coordenadas cromáticas	85
3.2. Resultados y discusión.....	88
3.2.1. Propiedades ópticas	88
3.2.2. Propiedades colorimétricas	100
Capítulo 4. RESINAS DE COMPOSITE ONE-SHADE: EVALUACIÓN COLORIMÉTRICA Y PROPIEDADES ÓPTICAS	107
4.1. Material y método	109
4.1.1. Resinas de composite one-shade	109
4.1.2. Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral.....	117
4.1.3. Cálculo y análisis de las propiedades ópticas y coordenadas cromáticas ...	119
4.2. Resultados y discusión.....	123
4.2.1. Evaluación del color.....	123
4.2.2. Propiedades ópticas	130
Capítulo 5. INCONSTANCIA DEL COLOR DE LAS ESTRUCTURAS DENTALES NATURALES	145
5.1. Introducción	147
5.2. Material y método	148
5.2.1. Selección de pacientes.....	148
5.2.2. Medidas experimentales	150
5.2.3. Iluminantes LED	153

5.3. Cálculo computacional	155
5.3.1. Cálculo de colores correspondientes	155
5.3.2. Parámetros evaluados	157
5.4. Resultados y discusión	160
5.4.1. Inconstancia del color	161
5.4.2. Diferencias de color	169
5.4.3. Blancura	173
Capítulo 6. CONCLUSIONES	177
Chapter 6. CONCLUSIONS.....	181
BIBLIOGRAFÍA	185
PRODUCCIÓN CIENTÍFICA, DIVULGACIÓN Y ACTIVIDADES	209

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Representación esquemática de los cinco fenómenos que ocurren cuando la luz interactúa con la estructura dental humana.....	19
Figura 1.2	Representación de la distribución de los shades de las guías VITA Classical y 3D Master en el diagrama L, C, h°	30
Figura 1.3	Esquema de representación tridimensional del espacio de color CIELAB.....	42
Figura 1.4	Valores de las propiedades ópticas S, K y T para diferentes tipos de resinas de composite.....	56
Figura 3.1	Bloque CAD/CAM del material híbrido multicapa Vita Enamic multiColor High Translucent.....	73
Figura 3.2	Formato de las muestras del material híbrido multicapa E-MC....	76
Figura 3.3	Proceso de elaboración de láminas de bloques CAD/CAM del material híbrido multicapa E-MC.....	77
Figura 3.4	Esquema de la geometría de iluminación y medida CIE 45°/0°.....	78
Figura 3.5	SpectraScan PR-670 utilizado para la medida de las reflectancias espectrales.....	79
Figura 3.6	Irradiancia espectral de la lámpara de arco de Xenon.....	80
Figura 3.7	Reflectancia espectral de los backgrounds blanco y negro utilizados.....	81
Figura 3.8	Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral de materiales dentales con el espectroradiómetro SpectraScan PR-670.....	82
Figura 3.9	Piezas de soporte diseñadas e impresas en 3D para el posicionamiento de elementos del montaje experimental.....	83
Figura 3.10	Valores medios y SD del coeficiente de scattering (S) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.....	89
Figura 3.11	Valores medios y SD del coeficiente de absorción (K) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.....	91
Figura 3.12	Valores medios y SD de transmitancia ($T\%$) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.....	93
Figura 3.13	Diferencias en el parámetro de traslucidez (ΔTP_{ab} y ΔTP_{00}) entre todas las capas respecto de la capa cervical E-MC 1.	97

Figura 3.14	Diferencias de color (ΔE_{ab} y ΔE_{00}) entre capas sucesivas para cada shade.....	103
Figura 4.1	Formato de las muestras single (a) y dual (b) de los materiales one-shade elaboradas para su evaluación colorimétrica.....	112
Figura 4.2	Proceso de fabricación de las muestras dual (<i>D</i>) del material one-shade para la evaluación de sus propiedades colorimétricas.....	114
Figura 4.3	Formato de las muestras de los materiales one-shade elaboradas para la evaluación de sus propiedades ópticas.....	116
Figura 4.4	Proceso de fabricación de las muestras de los materiales one-shade para la evaluación de sus propiedades ópticas.....	116
Figura 4.5	Espectroradiómetro CS-2000 utilizado para la medida de las reflectancias espectrales.....	118
Figura 4.6	Representación esquemática de los puntos de medida en las muestras single y duales.....	120
Figura 4.7	Diferencias de color promedio (ΔE_{00}) entre el P_0 y los puntos P_1 , P_2 y P_3 de las muestras duales.	124
Figura 4.8	Valores medios y SD del coeficiente de scattering (<i>S</i>) para todos los materiales y espesores.....	131
Figura 4.9	Valores medios y SD del coeficiente de absorción (<i>K</i>) para todos los materiales y espesores.....	133
Figura 4.10	Valores medios y SD de transmitancia (<i>T%</i>) para todos los materiales y espesores.....	135
Figura 4.11	Diferencias en el parámetro de opalescencia (<i>OP-RT</i>) entre espesores para cada material.....	137
Figura 4.12	Diferencias en el parámetro de translucidez (TP_{ab} y TP_{00}) entre espesores para cada material.....	141
Figura 5.1	Numeración de las piezas dentales de acuerdo a la <i>FDI</i> seleccionadas para el estudio.....	149
Figura 5.2	Medida <i>in-vivo</i> de reflectancias espectrales de piezas dentales sobre mentonera/apoya-frentes.....	150
Figura 5.3	Área de medida de la reflectancia espectral sobre las cuatro piezas incisivas dentales superiores de un participante.....	151

Figura 5.4	Distribuciones de la potencia espectral (SPD) relativa de los nueve iluminantes LED blancos propuestos por la CIE y los iluminantes estándar D65 y A.....	154
Figura 5.5	Reflectancias espectrales de las piezas dentales seleccionadas para su análisis.....	155
Figura 5.6	Envolvente convexa para el cálculo del volumen de los gamuts bajo D65 en diferentes perspectivas.....	158
Figura 5.7	Gamuts en el espacio de color CIELAB de las 36 piezas dentales evaluadas bajo los once iluminantes estudiados.....	162
Figura 5.8	Contorno en el plano a^*b^* de los gamuts en el espacio de color CIELAB correspondientes a las 36 estructuras dentales bajo cada uno de los once iluminantes estudiados.....	164
Figura 5.9	Proyecciones de los desplazamientos de los centros de gravedad (color shifts) sobre los planos a^*L^* , b^*L^* y b^*a^* para cada uno de los nueve iluminantes LED, respecto al centro de gravedad de los iluminantes D65 (columna izquierda) y A (columna derecha).....	165
Figura 5.10	ΔE_{ab} y ΔE_{00} segmentados en los porcentajes correspondientes a cada uno de los tres atributos del color, de los color-shift producidos por los nueve iluminantes LED en relación a los estándares D65 y A.....	168
Figura 5.11	Promedio de las ΔE_{ab} (arriba) y ΔE_{00} (abajo) de las 630 comparaciones resultantes de analizar la diferencia de color entre todos los dientes bajo cada iluminante.....	170
Figura 5.12	Color shifts individuales de cada una de las 36 estructuras dentales analizadas para los nueve iluminantes LED con respecto a los iluminantes estándar D65 (arriba) y A (abajo).....	172
Figura 5.13	Promedio de las ΔWI_D de las 630 comparaciones resultantes de analizar la diferencia de blancura de todos los dientes entre sí bajo cada iluminante.....	175

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1	Especificaciones del material híbrido multicapa E-MC.....	74
Tabla 3.2	Valores medios (SD) de TP_{ab} y TP_{00} para todas las capas, shades y espesores analizados.....	96
Tabla 3.3	Valores medios (SD) de las coordenadas cromáticas L^* , a^* , b^* , C^* y h° para todas las capas, shades y espesores analizados.....	101
Tabla 4.1	Especificaciones de las resinas de composite one-shade y grupal utilizadas para el estudio de sus propiedades ópticas.....	110
Tabla 4.2	Especificaciones de la resina de composite one-shade y materiales testados/control para el estudio de sus propiedades colorimétricas.....	113
Tabla 4.3	Valores promedio (SD) de las diferencias de color (ΔE_{00}), luminosidad (ΔL_{00}), croma (ΔC_{00}), y tono (ΔH_{00}), entre las muestras individuales (1) y duales (2), empleadas para el cálculo de CAP_{00} , LAP_{00} , Chr_{00} y HAP_{00} respectivamente.....	126
Tabla 4.4	Valores promedio (SD) de las diferencias de traslucidez (ΔTP_{00}) entre las muestras single (1) y duales (2), y TAP_{00}	127
Tabla 4.5	Valores promedio (SD) de $OP-RT$ para todas las resinas de composite y espesores analizados.....	136
Tabla 4.6	Valores promedio (SD) de TP_{ab} y TP_{00} para todas las resinas de composite y espesores analizados.....	139
Tabla 5.1	Parámetros descriptivos (SD) de los once gamuts correspondientes a los diferentes iluminantes bajo los que se han estudiado las 36 piezas dentales.....	161
Tabla 5.2	Valores promedio de la inconstancia del color de los nueve iluminantes LED en relación a los iluminantes estándar CIE D65 y A.....	166
Tabla 5.3	Valores promedio (SD) de WI_D para los conjuntos de 36 piezas dentales bajo los once iluminantes analizados.....	173

**GLOSARIO DE
ABREVIATURAS Y
ACRÓNIMOS**

λ : Longitud de onda

ΔC : Diferencia de croma

ΔE : Diferencia de color

ΔE_{00} : Diferencia de color CIEDE2000

ΔE_{ab}^* : Diferencia de color CIELAB

ΔH : Diferencia de tono

ΔL : Diferencia de luminosidad

ΔTP : Diferencia de translucidez

ΔWI_D : Diferencia de blancura

-₀₀: Relacionado con fórmula CIEDE2000

-_{ab}: Relacionado con fórmula CIELAB

ABS: Acrilonitrilo butadieno estireno

AFM: Monómero de adición-fragmentación

AT: Umbral de aceptabilidad

AUDMA: Dimetacrilato de uretano aromático

Bis-GMA: Bisfenol A glicidil metacrilato

Bis-EMA: Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato

CAD/CAM: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing

CAP: Potencial de adaptación del color

CAT: Transformación de adaptación cromática

CCT: Temperatura de color correlacionada

CEIH: Comité de Ética en Investigación Humana

ChrAP: Potencial de adaptación de croma

CIE: Comisión Internacional de Iluminación

CR: Relación de contraste

DMA: Dimetacrilato

E-MC: Vita Enamic multiColor High Translucent

FDI: Fédération Dentaire Internationale

FU: Filtek Universal

FL: Fluorescencia

FZ: Filtek Z350XT

HA: Harmonize

HAP: Potencial de adaptación de tono

I: Intensidad

IAD: Inverse Adding-Doubling

ISO: International Organization for Standardization

K: Absorbancia

K-M: Kubelka-Munk

LAP: Potencial de adaptación de luminosidad

LED: Diodo emisor de luz

LSD: Least Significant Difference

MCDM: Promedio de la diferencia de color respecto a la media

Muestra D: Muestra dual

Muestra S: Muestra single

n: Índice de refracción

OM: Omnichroma

OP-RT: Parámetro de opalescencia

PICN: Matriz de cerámica con polímero infiltrado

PLA: Ácido poliláctico

PT: Umbral de perceptibilidad

R: Reflectancia

S: Scattering

SD: Desviación estándar

SPD: Distribución de la potencia espectral

T: Transmitancia

TAP: Potencial de adaptación de traslucidez

TAT: Umbral de aceptabilidad de traslucidez

TCD: Monómero de triclododecano

TEGDMA: Trietilenglicol dimetacrilato

TP: Parámetro de traslucidez

TPT: Umbral de perceptibilidad de traslucidez

TSK Fuzzy: Aproximación difusa Takagi-Sugeno-Kang

UDMA: Dimetacrilato de uretano

UV: Luz ultravioleta

VAF: Variance Accounting For

VD: Venus Diamond One

vol%: Porcentaje de volumen de relleno

VP: Venus Pearl One

WAT: Umbral de aceptabilidad de blancura

WI_D: Índice de blancura específico para odontología

WMA: World Medical Association

WPT: Umbral de perceptibilidad de blancura

wt%: Porcentaje de peso de relleno

RESUMEN

Las piezas dentales naturales humanas representan una de las estructuras biológicas más complejas, especialmente desde un punto de vista óptico y colorimétrico. Numerosos estudios han tratado de caracterizarlas, posibilitando así su reproducción mediante el desarrollo de materiales dentales biomiméticos. La odontología estética restauradora es la responsable de la caracterización y aplicación de dichos materiales como elementos restaurativos y/o sustitutivos de las estructuras dentales naturales.

Las resinas de composite son, por excelencia, el tipo de material dental más utilizado en la actualidad, ya que permiten una restauración *in-situ* sobre el diente y ofrecen unas excelentes cualidades estéticas. Es por esto que la demanda de este tipo de materiales crece a un ritmo exponencial, lo que conlleva el desarrollo de nuevas resinas de composite con diferentes propiedades. En este sentido, cabe destacar la reciente aparición de las resinas de composite híbridas, conocidas como materiales PICN, que incorporan partículas de relleno de cerámica, combinando de esta forma propiedades y ventajas de ambos tipos de materiales (resinas de composites y cerámicas). Además, se ha desarrollado una resina de composite híbrida multicapa con gradiente de color, que intenta reproducir el gradiente de color observado en las piezas dentales humanas. Por otro lado, se han desarrollado nuevas resinas de composite one-shade, conocidas por su llamado “efecto camaleónico”, que carecen de pigmentos y poseen la capacidad de adquirir el color de su entorno envolvente, prescindiendo así de la necesidad de realizar un juicio previo del color para garantizar el éxito de la restauración. Es por lo tanto imprescindible realizar una caracterización óptica y colorimétrica exhaustiva de esta nueva generación de materiales dentales para entender mejor su comportamiento y poder obtener el máximo rendimiento en sus aplicaciones clínicas. Esto requiere una investigación traslacional y aplicada, que involucra principalmente el área de Óptica y, las áreas de Odontología y Ciencia de los materiales.

La iluminación es uno de los factores determinantes en la apariencia de las estructuras dentales, y su campo es uno de los que más ha evolucionado en los últimos años. Las fuentes de luz tradicionales están siendo sustituidas por los iluminantes LED, debido a las grandes ventajas que estos últimos ofrecen. Recientemente, la Comisión Internacional de la Iluminación - CIE ha propuesto nueve nuevos iluminantes LED blancos, que poseen distribuciones espectrales completamente diferentes a los iluminantes estándares, como representación y estandarización de la amplia gama de

fuentes de LED que actualmente se comercializan. Es por ello que es importante el análisis del comportamiento de las estructuras dentales bajo los nuevos iluminantes LED, sobre todo la inconstancia de color que estas estructuras puedan presentar bajo diferentes fuentes de iluminación.

Por todo lo anteriormente expuesto, el objetivo general de esta Tesis Doctoral es caracterizar las propiedades ópticas y colorimétricas de biomateriales dentales de última generación (resinas de composite híbridas multicapa y resinas de composite one-shade) y evaluar la apariencia de las estructuras dentales bajo los nuevos iluminantes LED propuestos por la CIE.

Para cumplir con este objetivo, se llevaron a cabo varios estudios basados en la medida espectral radiométrica de las reflectancias espectrales de los materiales dentales para la evaluación de sus propiedades ópticas: Scattering - S , Absorción - K y Transmitancia - T , mediante la teoría de Kubelka-Munk. A partir de las reflectancias medidas se calcularon las coordenadas de color CIELAB (L^* , a^* , b^* , C^* y h°), que se emplearon para la caracterización colorimétrica de los materiales objeto de estudio, y los parámetros TP y $OP-RT$.

La resina de composite híbrida multicapa Vita Enamic MultiColor High Translucent (E-MC) se caracterizó óptica y colorimétricamente de manera completa mediante la evaluación de cada una de sus capas, de todos los shades disponibles y para muestras con espesores de 0,5, 1,0 y 1,5 mm. Las capas del material E-MC mostraron un gradiente de las propiedades ópticas y colorimétricas desde la capa cervical a incisal que depende del shade y el espesor, registrando diferencias de color clínicamente perceptibles entre capas sucesivas.

Para la evaluación colorimétrica de los materiales one-shade se ha utilizado el potencial de adaptación cromático (CAP) y muestras con espesores de 0,5, 1,0 y 2,0 mm. Por primera vez, de manera complementaria al análisis realizado con el CAP, se han implementado potenciales de ajuste para la luminosidad, croma y tono, así como para la translucidez, basados en la fórmula de diferencia de color CIEDE2000, cuyos valores dependieron del tipo de composite, siendo Omnichroma el que registró los mayores potenciales de adaptación cromática. En cuanto a las propiedades ópticas de estos materiales (Omnichroma, Venus Pearl One y Venus Diamond One), el comportamiento

espectral de los valores de S , K y T fue similar para las resinas de composite one-shade, encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los valores de los diferentes materiales y espesores evaluados. Los parámetros de opalescencia y traslucidez mostraron valores dependientes del material.

Por último, se estudió el fenómeno de inconstancia del color y las variaciones en blancura de un conjunto de 36 estructuras dentales naturales humanas medidas *in-vivo*, bajo los nueve iluminantes LED propuestos por la CIE, en relación con los iluminantes estándar D65 y A, además de las diferencias en color y blancura de pares de piezas dentales bajo cada uno de los iluminantes citados. Los nuevos iluminantes LED produjeron, de manera general, color shifts y cambios en blancura superiores a sus respectivos umbrales de 50:50% perceptibilidad y 50:50% aceptabilidad. Las diferencias de color y blancura producidas entre dos piezas dentales bajo cualquiera de los iluminantes LED fueron muy similares a las obtenidas bajo los iluminantes estándar D65 y A.

ABSTRACT

Natural human teeth represent one of the most complex biological structures, especially from an optical and colorimetric point of view. Many studies have tried to characterize them, thereby enabling their reproduction through the development of biomimetic dental materials. Aesthetic restorative dentistry is responsible for the characterization and application of these materials as restorative elements and/or substitutes for natural dental structures.

Composite resins are, par excellence, the most widely used type of dental material today, since they allow *in-situ* restoration on the tooth and offer excellent esthetic properties. This is why the demand for this type of material is growing at an exponential rate, leading to the development of new composite resins with different properties. In this regard, it is worth mentioning the recent appearance of hybrid composite resins, known as PICN materials, which incorporate ceramic filler particles, thus combining properties and advantages of both types of materials (composite resins and ceramics). In addition, a multilayer hybrid composite resin with color gradient has been developed, which attempts to reproduce the color gradient observed in human teeth. On the other hand, new one-shade composite resins have been designed, known for their so-called "chameleon effect", which lack pigments and have the ability to acquire the color of their surrounding environment, thus dispensing with the need for a prior color trial to ensure the success of the restoration. It is therefore imperative to perform a thorough optical and colorimetric characterization of this new generation of dental materials to better understand their behavior and to be able to obtain maximum performance in their clinical applications. However, this requires translational and applied research, involving the areas of Optics, Dentistry and Materials Science.

Lighting is one of the determining factors in the appearance of dental structures, and its field is one of the most rapidly evolving in recent years. Traditional light sources are being replaced by LED illuminants, due to the great advantages that the latter offer. Recently, the International Commission on Illumination - CIE has proposed nine new white LED illuminants, which have spectral distributions completely different from standard illuminants, as a representation and standardization of the wide range of LED sources that are currently marketed. Hence, it is important to analyze the behavior of dental structures under the new LED illuminants, especially the color inconstancy that these structures may present under different illumination sources.

Therefore, the main objective of this Doctoral Thesis is to characterize the optical and colorimetric properties of new generation dental biomaterials (multilayer hybrid composite resins and one-shade composite resins) and to evaluate the appearance of dental structures under the new LED illuminants proposed by the CIE.

To meet this objective, several studies were carried out based on the spectroradiometric measurement of the spectral reflectances of the dental materials for the evaluation of their optical properties: Scattering - S , Absorption - K and Transmittance - T , using the Kubelka-Munk theory. From the measured reflectances, the CIELAB color coordinates (L^* , a^* , b^* , C^* and h^o) were calculated and used for the colorimetric characterization of the studied materials, as well as the TP and $OP-RT$ parameters.

The multilayer hybrid composite resin Vita Enamic MultiColor High Translucent (E-MC) was fully characterized optically and colorimetrically by evaluating each of its layers, for all available shades and for samples with thicknesses of 0.5, 1.0 and 1.5 mm. The layers of the E-MC material showed a gradient of optical and colorimetric properties from the cervical to the incisal layer depending on shade and thickness, registering clinically perceptible color differences between consecutive layers.

For the colorimetric evaluation of the one-shaded materials the color matching potential (CAP) and samples with thicknesses of 0.5, 1.0 and 2.0 mm were used. For the first time, complementary to the analysis performed with CAP, adjustment potentials were implemented for lightness, chroma and hue, as well as for translucency, based on the CIEDE2000 color difference formula. Their values depended on the type of composite, Omnicroma being the one that recorded the highest chromatic adaptation potentials. Regarding the optical properties of these materials (Omnichroma, Venus Pearl One and Venus Diamond One), the spectral behavior of S , K and T values was similar for the one-shade composite resins, finding statistically significant differences between the values of the different materials and thicknesses evaluated. The opalescence and translucency parameters showed material-dependent values.

Finally, the phenomenon of color inconstancy and the variations in whiteness of a set of 36 human natural dental structures measured *in-vivo*, under the nine LED illuminants proposed by the CIE, were studied in relation to the standard D65 and A illuminants, as well as the differences in color and whiteness of pairs of dental specimens

under each of the illuminants mentioned above. The new LED illuminants generally produced color shifts and whiteness changes above their respective thresholds of 50:50% perceptibility and 50:50% acceptability. The color and whiteness differences produced between two teeth under either LED illuminant were very similar to those obtained under the standard D65 and A illuminants.

PREFACIO

La presente memoria de Tesis Doctoral se estructura en seis capítulos. En el Capítulo 1 se exponen las características ópticas y colorimétricas de las estructuras dentales naturales y de los materiales de aplicación en odontología restauradora. Posteriormente, se describen las propiedades ópticas y colorimétricas y se exponen algunos de los métodos de medida de éstas, así como los umbrales de discriminación cromática y translucidez en odontología. Además, se recoge la literatura correspondiente a los hallazgos más relevantes en relación a estas propiedades. Seguidamente, el Capítulo 2 recoge el objetivo general y los objetivos específicos planteados en la Tesis Doctoral. De acuerdo a ellos, los Capítulos 3 y 4 exponen la metodología empleada, así como los resultados y discusión de la evaluación óptica y colorimétrica de materiales híbridos y one-shade respectivamente. En el Capítulo 5 se estudia la inconstancia del color de estructuras dentales medidas *in-vivo*, bajo los iluminantes estándar CIE D65 y A y, los nuevos iluminantes LED propuestos por la CIE. Por último, en el Capítulo 6 se recogen las conclusiones finales de la presente Tesis Doctoral. Las referencias bibliográficas citadas a lo largo de esta memoria se recogen a continuación, así como la producción científica, divulgación y actividades derivadas de la Tesis Doctoral.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Propiedades ópticas y colorimétricas de las estructuras dentales

La cavidad oral humana está compuesta por un total de 32 piezas dentales, distribuidas la mitad sobre el maxilar y la otra mitad sobre la mandíbula, diferenciando entre tres tipos diferentes de piezas dentales: incisivos, caninos y molares. Al tratarse de estructuras translúcidas, se pueden diferenciar cinco fenómenos diferentes que suceden al interaccionar la luz con la superficie del diente: scattering, absorción, reflexión difusa, reflexión especular, y transmisión (Della Bona, 2020), cuyos trazados pueden verse representados esquemáticamente en la Figura 1.1.

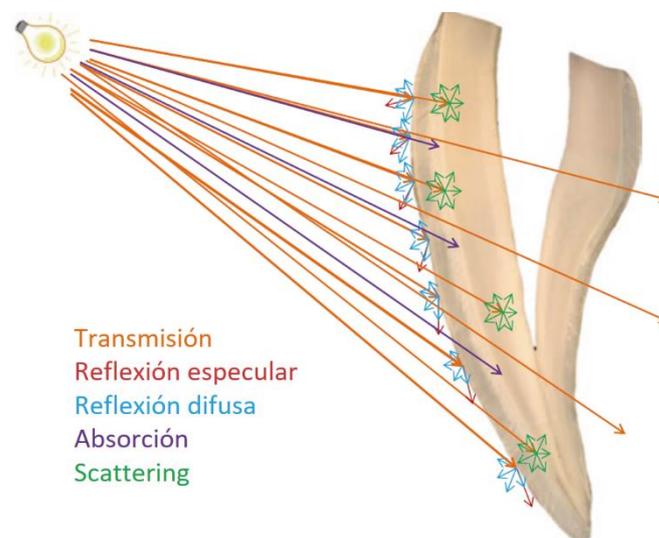


Figura 1.1. Representación esquemática de los cinco fenómenos que ocurren cuando la luz interacciona con la estructura dental humana. Imagen reproducida de Della Bona 2020.

Para un observador humano, la apariencia de la estructura de las piezas dentales humanas es un proceso psicofísico complejo, que va a depender de factores como el iluminante, la sensibilidad del observador y las características espectrales del diente. Además, la influencia de estos fenómenos va a variar dependiendo del tipo de diente, pues la distribución, composición y espesor de los tres tejidos principales que constituyen el diente va a ser diferente (Pop-Ciutrita *et al.*, 2015), haciendo que la apariencia natural del diente resulte de una gran complejidad. Estos tres tejidos, de exterior a interior, son el esmalte, la dentina y la pulpa dental, y sus propiedades ópticas van a ser diferentes.

Esmalte

Se trata de la primera superficie del diente, y es prácticamente acromática. Está compuesta en casi su totalidad por minerales (95%) y, un poco de agua y materia orgánica (compuesta principalmente por células, fibras y sustancia fundamental). Este alto contenido de minerales, resulta en una estructura dura, brillante, al mismo tiempo que translúcida, y va a influir directamente de manera significativa sobre el scattering de la luz. El esmalte va a variar en función de su composición, espesor, estructura y textura, propiedades que van a ser diferentes según la zona de la pieza dental y según el tipo de ésta. Es importante tener en cuenta que la composición y el grosor del esmalte también van a variar con la edad debido a que la primera se va modificando y a que el segundo va desgastándose con el paso de los años (Odioso *et al.*, 2000; Lee & Yu, 2007). De forma concreta, el esmalte aumentará el porcentaje de mineralización con el paso de los años, y a consecuencia de su desgaste natural reducirá su espesor, provocando un aumento de translucidez, dejando cada vez más al descubierto a la dentina (Lee & Yu, 2007).

Dentina

Representa el tejido de mayor espesor y es el principal responsable de la apariencia colorimétrica del diente. Se encuentra en un espacio intermedio, a continuación del esmalte y recubriendo la pulpa dental. Su composición en este caso es un 70% mineral, 20% material orgánico y 10% agua y, posee una estructura tubular que produce una reflexión y una absorción selectiva de la luz. La dentina es un tejido que está en continuo crecimiento durante toda la vida, por lo que es preciso diferenciar entre la dentina primaria y la secundaria. La dentina primaria es la natural con la que se forma el diente, mientras que con el paso de los años, la pulpa dental va reduciendo su tamaño y, este espacio pasa a ser ocupado por dentina secundaria, al mismo tiempo que la dentina primaria se va endureciendo y aumentando su cromaticidad, por lo que el diente en general se vuelve más opaco y disminuye su luminosidad (Gómez-Polo *et al.*, 2015; Gómez-Polo *et al.*, 2017), perdiendo por lo tanto blancura.

Pulpa dental

Se trata del corazón del diente y no consta con presencia de minerales, ya que se compone de un 75% agua y un 25% materia orgánica. Este tejido ocupa la cavidad pulpar del diente y sirve como órgano formativo, nutritivo, sensorial y regenerativo del diente (Ritter *et al.*, 2018). Con el paso de los años, la pulpa dental va perdiendo su tamaño debido al continuo crecimiento de dentina (Llamas Cadaval & Villa Vigil, 2001).

Es importante tener en cuenta que la distribución de estos tejidos no es uniforme para toda la estructura dental. Una pieza dental puede dividirse en tres tercios, considerando como el tercio incisal la parte más distante de la encía, y el tercio cervical, como la más próxima a esta, quedando entre ellas el tercio medial. A lo largo de la morfología del diente, encontraremos zonas en las que sólo existe la presencia de esmalte, después esmalte con dentina, y finalmente la presencia de los 3 tejidos, disminuyendo la translucidez a medida que avanzamos de la zona incisal hacia la zona cervical. Además, a lo largo del diente el espesor de estas tres capas irá cambiando, modificando así las propiedades ópticas del mismo ya que a su vez el esmalte se adelgaza al tiempo que la dentina y la pulpa dental ganan espesor conforme nos acercamos a la zona cervical (Ritter *et al.*, 2018). Por ejemplo, el esmalte muestra un gradiente de opacidad en su espesor, debido a que la concentración de minerales es superior en sus capas más internas, lo que indica que en las zonas donde sea más delgado aumentará la translucidez. Esto significa que en el tercio cervical la influencia de la cromaticidad de la dentina en la apariencia del diente será mayor, en el tercio medio será una mezcla de ambas, y en la parte incisal observaremos una zona muy translúcida, prácticamente acromática y que presenta opalescencia al haber solo esmalte (Touati *et al.*, 2000). Esta opalescencia es debida a la transmitancia selectiva del esmalte, la cual aumenta con la longitud de onda y se manifiesta con una tonalidad azulada para la luz reflejada y con una tonalidad anaranjada para la luz transmitida (Lee, 2016a). Este fenómeno de opalescencia sucede debido a la presencia de partículas con un tamaño inferior a la longitud de onda incidente, teniendo un índice de refracción mucho más bajo (Lee & Yu, 2007; Lee & Powers, 2007).

Es necesario señalar también las conocidas propiedades fluorescentes de los dientes, ya que estos emiten fluorescencia en el rango de los azules bajo la incidencia de radiación ultravioleta, provocando que con la luz natural los dientes se vean más blancos

y luminosos, al combinar ésta con su color característico amarillento (Lee *et al.*, 2006a). Este fenómeno de fluorescencia fue descrito al incidir sobre muestras de dentina humana con una longitud de onda de 365 nm y obtener un pico de fluorescencia en 440 nm (Matsumoto *et al.*, 1999), sin embargo sigue siendo actualmente un tema de gran interés dada su aplicabilidad en tareas diagnósticas (Volpato *et al.*, 2018).

Por último, destacaremos que las propiedades ópticas de los dientes, y en especial el color, van a depender directamente de la ubicación de estos y, del género y etnia de la persona a la que pertenezcan. Según ha podido observarse, las piezas dentales del maxilar son más amarillas que las de la mandíbula, y los incisivos centrales tienen valores más altos que los incisivos laterales y los caninos (Tuncdemir *et al.*, 2012). En cuanto al género, algunos estudios encontraron que los dientes de los hombres tienen de manera general un color más amarillo y menos luminoso en comparación con los de las mujeres (Gómez-Polo *et al.*, 2015; Gómez-Polo *et al.*, 2017). Sin embargo, aunque la mayoría de estudios muestran que no existe relación respecto a la etnia, concretamente entre el color de piel y el color de las estructuras dentales, existen algunos que avalan dicha relación siendo en algunos casos inversa, relacionando colores de piel más oscuros con mayores valores de luminosidad en las piezas dentales (Sharma *et al.*, 2010), y al contrario, estableciendo una relación directa entre la luminosidad de la piel y las estructuras dentales (Haralur *et al.*, 2014).

A modo de resumen, podemos destacar que las propiedades ópticas y colorimétricas del diente van a depender principalmente de la composición mineral del esmalte y de la estructura tubular de la dentina, contribuyendo ambos al scattering de la luz en los respectivos medios y, por tanto, dependiendo de ello la apariencia visual general de las piezas dentales (Della Bona, 2020).

1.2. Materiales dentales

La compleja apariencia de las piezas dentales supone un reto continuo para la odontología estética restauradora, cuyo objetivo principal es tratar de emular las propiedades físicas, mecánicas y ópticas de las estructuras dentales naturales, mediante materiales restauradores, que además han de ser biocompatibles para su correcta adecuación en la cavidad oral. Existe un largo recorrido en el desarrollo de materiales dentales, comenzando por aquellos que cumplieran únicamente con sus propiedades funcionales. No sería hasta 1958 cuando comenzara el desarrollo de materiales que tuvieran como objetivo conservar la estética dental, para dar en 1963 con el desarrollo del compuesto Bis-GMA (Bisfenol A glicidil metacrilato), que actualmente es la base de desarrollo de las resinas de composite (Bowen, 1963).

Existen numerosos tipos de clasificación para los materiales de uso odontológico; no obstante, nos basaremos en la clasificación primaria de acuerdo a su composición tal y como establecen Powers y Wataha (Powers & Wataha, 2017). Hay diferentes elementos químicos de la tabla periódica, metales y no metales, que pueden constituir un material con aplicación dental, por lo que de acuerdo a la naturaleza de los mismos, encontraremos que pueden producirse diferentes tipos de enlace entre ellos: metálicos, iónicos y covalentes, generando moléculas y/o cristales. Estos van a dar lugar fundamentalmente a tres clases diferentes de materiales: aleaciones metálicas, cerámicas y polímeros. A continuación, explicaremos brevemente cada una de estas clases de materiales para centrarnos posteriormente en explicar detalladamente aquellas que son utilizadas específicamente para fines de restauración estética.

Aleaciones metálicas

Podemos encontrar materiales dentales llamados metálicos, debido a que están compuestos únicamente por un único metal, o aleaciones de diferentes tipos de metales, encontrando desde aleaciones simples, entre dos metales, hasta aleaciones complejas que pueden llegar a contener una docena de metales. Los materiales de aleaciones metálicas han sido utilizados desde hace tiempo atrás (Greener, 1979), debido a las propiedades

estructurales y mecánicas de los mismos, además de su buena maleabilidad y ductilidad. Podemos destacar fundamentalmente la amalgama de plata y su combinación con otros tipos de metales (Ritter *et al.*, 2018). Sin embargo, aunque este tipo de materiales haya seguido usándose (Leinfelder, 2004), siendo objeto de uso y estudio hasta nuestros días (Huang *et al.*, 2021; Shirazi *et al.*, 2021), su uso ha dejado de ser recomendado y ha decaído en los últimos años, debido a sus casi inexistentes propiedades estéticas, así como los problemas medioambientales que genera su producción (United Nations, 2013) y el riesgo que pueden suponer para ciertos grupos de riesgo, como los menores de 15 años o mujeres embarazadas (o en proceso de lactancia), dada la presencia de mercurio en su composición (European Parliament, 2017). Estos materiales se han visto sustituidos actualmente en su gran mayoría por resinas de composite dadas sus altas cualidades estéticas que expondremos posteriormente (Reher *et al.*, 2021).

Cerámicas

Se tratan de aleaciones de materiales metálicos y no metálicos, que forman estructuras cristalinas que conceden a estos materiales dureza, fragilidad y rigidez, además de una alta temperatura de fusión (Powers & Wataha, 2017). Esta estructura cristalina va a dotar a este tipo de materiales de propiedades ópticas como la translucidez (Pop-Ciutrila *et al.*, 2021a). Fundamentalmente, las cerámicas están formadas por la combinación de diferentes materiales, siendo en una gran cantidad feldespato (75-85%) normalmente de potasio o sodio, con inclusiones cristalinas de sílice (12-22%), completado con caolín en cantidades inferiores. Dependiendo del porcentaje de éstos, se genera un amplio abanico de posibilidades de materiales cerámicos dentales. El aumento de la presencia de feldespato origina una mayor transmisión de la luz, lo que hace que este material sea más traslúcido. Estos componentes han de unirse mediante fusión a altas temperaturas, que den lugar a las estructuras cristalinas mencionadas, presentando una interacción de reflexión óptica más compleja y que se asemeja a la que sucede en la estructura humana dental (Pecho, 2012). Además, gracias a la biocompatibilidad de estos materiales se posibilita llevar a cabo restauraciones dentales con una buena apariencia en la cavidad oral. Este tipo de materiales es usado frecuentemente para restauraciones estéticas dentales, ya que sus propiedades ópticas son muy adecuadas para la imitación

de las estructuras dentales naturales. Sin embargo, debido a la necesidad de su proceso de sinterización, no es posible aplicarlas de manera directa sobre las piezas dentales, siendo objeto únicamente de procesos de restauración indirectos, que implican un proceso previo, para posteriormente adherir la restauración a la zona concreta.

Estas cerámicas pueden clasificarse mediante diversos métodos, como son sus aplicaciones, donde diferenciamos entre cerámicas para coronas cerámico-metálicas y prótesis parciales y, coronas completas de cerámica. Otro tipo de clasificación más popular, es acorde a su composición, donde podemos encontrar cerámicas feldespáticas, cerámicas de zirconia y cerámicas aluminosas entre otras, siendo posible además diferenciar según el porcentaje de los cristales que las componen (Craig *et al.*, 2012). También se pueden diferenciar según el método de fabricación, donde destacaremos el polvo de cerámica como formato convencional y los bloques CAD/CAM como los más recientes. Por último, es necesario destacar que una característica de este tipo de materiales es su proceso de sinterización, análogo al de polimerización que se explicará en las resinas de composite, y que consiste en hornear a altas temperaturas, que varían con la composición de las cerámicas, para conseguir su densificación y estado final (Powers & Wataha, 2017).

Polímeros

Consisten en la combinación de diferentes monómeros que van a dar lugar a una estructura molecular en lugar de cristalina, lo que los convierte en los materiales más diversos, dadas las múltiples combinaciones posibles que forman enlaces covalentes. Este tipo de estructura es la que otorga a este tipo de materiales sus conocidas propiedades: elasticidad, maleabilidad y flexibilidad. Además, existe la posibilidad de combinar unos polímeros con otros, haciendo el rango de posibilidades aún más amplio. No obstante, este tipo de materiales son considerados materiales de restauración indirecta, pues sólo son usados de manera individual para la elaboración de materiales preventivos, férulas dentales u ortodoncias, pero no tienen una aplicabilidad directa en restauración dental. Podemos encontrar entre ellos siliconas, que son utilizadas para la elaboración de moldes y modelos que sirven para el diseño de piezas dentales sustitutivas, pero no para su

aplicación directa como materiales restauradores. Para poder usar los polímeros como materiales restauradores dentales, estos han de ser combinados con partículas inorgánicas que les van a dotar de una estructura consistente, generando lo que se conoce como resinas de composite (Powers & Wataha, 2017).

Descritas las clases primarias de materiales con uso en odontología, nos centraremos en exponer de manera detallada las resinas de composite, ya que están orientadas específicamente en restauraciones con una alta demanda estética, tratando de simular las propiedades ópticas y colorimétricas de las piezas dentales naturales.

1.2.1. Resinas de composite

Las resinas de composite son, por excelencia, el material más utilizado en odontología estética restauradora, ya que su composición permite una restauración *in-situ* sobre el diente, facilitando y agilizando el proceso de restauración. Son conocidos comúnmente como composites, y su uso es recomendado en restauraciones de una alta demanda estética que no van a necesitar soportar grandes tensiones. Tienen una durabilidad inferior a los materiales descritos anteriormente, pero sus cualidades estéticas, así como su posibilidad de aplicación directa, hacen que actualmente hayan ganado un protagonismo superior, dejando a otros materiales obsoletos (Reher *et al.*, 2021). Estos composites están compuestos por tres elementos, una matriz de polímero que será una resina, partículas de relleno inorgánicas que serán dispersadas en la matriz, y un agente de acoplamiento (silano) sobre las partículas, que será el encargado de conseguir una buena adecuación entre estas y la matriz (Powers & Wataha, 2017). Este tipo de materiales ofrece una enorme variabilidad dado el amplio rango de posibles combinaciones, pudiendo incluso mezclarse con la dentina y el esmalte de las piezas dentales. Dentro de los composites primarios, serán diferenciados fundamentalmente por la composición de su relleno y por el tamaño de las partículas del mismo.

De acuerdo al tamaño de las partículas de relleno, podemos diferenciar entre composites de macrorrelleno, microrrelleno, nanorrelleno e híbridos, las cuales han ido disminuyendo su tamaño con el paso del tiempo para conseguir un mejor rendimiento estético de los mismos. Los composites de macrorrelleno fueron los primeros diseñados y son aquellos cuyas partículas tienen un tamaño entre 4 y 40 μm . Normalmente estos composites suelen tener una carga alta de partículas de relleno, representando un 75% del peso total del mismo, lo que les hace más resistentes. Sin embargo, este tamaño “grande” de partículas presenta dos inconvenientes principales: hace que sean materiales no pulibles, y materiales con muy poca resistencia al desgaste, ya que el hecho de perder una partícula de relleno, provocaría un defecto estético completamente apreciable. Los composites de microrrelleno surgieron a consecuencia de los inconvenientes descritos, e incorporaron partículas de 0,004 μm , teniendo un tamaño uniforme en todo el material, y un peso inferior sobre el composite, en torno al 45-55%. Esto los convierte en materiales pulibles y con una mayor resistencia al desgaste, proporcionando mejores resultados estéticos. Sin embargo, al verse reducida la carga de partículas, y con ello la dureza del

material, son composites que no podrán ser utilizados en restauraciones que necesiten soportar altas tensiones (Ritter *et al.*, 2018). El tamaño más pequeño de partículas de relleno lo encontraremos en los composites de nanorrelleno, cuyo tamaño de partículas será del orden de 1 a 10 nanómetros (nm), y que podrán presentarse agrupados en lo que se conoce como “clusters”, que tendrán un tamaño mayor (Powers & Wataha, 2017). Estos composites pueden aumentar la carga de relleno en torno a un 75-80% del peso, gracias a la formación de estos clusters que reducen el área de superficie, pero que funcionan como nanopartículas individuales, garantizando una óptima resistencia al desgaste. Por último, los composites híbridos mezclan partículas de menor tamaño con otras de mayor tamaño. Las partículas de mayor tamaño se utilizan para conseguir una carga alta en el composite, mientras que las de menor tamaño son utilizadas para asegurar una buena resistencia, llegando a ser tan resistente como la amalgama metálica (Ritter *et al.*, 2018).

Además de estos composites, podemos encontrar otros con aplicaciones específicas cuyas características principales son semejantes a las mencionadas, encontrando pequeñas modificaciones que variaran buscando un determinado fin. Es el caso de los composites fluidos, que son materiales preparados en jeringas con un formato viscoso, conseguido mediante la reducción de la carga de partículas, lo que posibilita su inyección en cavidades, aunque esto reducirá sus propiedades físicas. También es el caso de los composites compactos, los cuales ofrecen un manejo similar a la amalgama gracias a un aumento de la presencia de partículas de mayor tamaño, reduciendo por tanto su resistencia al desgaste (Ritter *et al.*, 2018).

La matriz de resina sobre la que se insertarán estas partículas estará compuesta normalmente por oligómeros, siendo los más utilizados el dimetacrilato Bis-GMA (Bisfenol A glicidil metacrilato) y el dimetacrilato de uretano (UDMA), estando ambos compuestos por un gran número de grupos orgánicos. Ambos son líquidos viscosos a los que se les añaden ciertos monómeros de bajo peso molecular para controlar la consistencia de la pasta de composite.

El tamaño de estas partículas de relleno será crítico a la hora del comportamiento de la luz a través de estos materiales, ya que afectará de manera directa al scattering, al igual que la composición de los mismos, pudiendo ser esta de cuarzo, zinc, estroncio,

bario o diferentes silicatos entre otros. Además, es necesario considerar que el scattering no solo se verá afectado por las partículas mencionadas, también por los pigmentos que se añaden a estos composites para dotarles de un color específico, el cual, en términos odontológicos, es mencionado como “shade”. Estos pigmentos tratarán de simular la cromaticidad de las diferentes capas de las estructuras dentales en los diferentes tercios, mostrando desde composites más traslúcidos a otros más opacos (Powers & Wataha, 2017). Los shades son designados en el mundo de la estética dental mediante las guías de color dental, donde destacaremos las dos más populares y usadas por los clínicos y fabricantes: la guía Vita Classical y la guía Vita 3D Master (*Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania*) (Figura 1.2). Estas guías, se distribuyen en un total de 16 y 29 shades respectivamente. Los colores atribuidos a estos shades están dentro del espacio cromático dental que podemos definir como un eje blanco-amarillo-marrón.

Por último, es necesario mencionar que este tipo de materiales, que permiten una aplicación *in-situ* sobre la pieza dental, necesitan un proceso de polimerización posterior a su aplicación, conocido como reacción de iniciación. Este proceso de polimerización de las resinas de composite se le conoce comúnmente como curado. La polimerización de las resinas de composite puede ser realizada químicamente o mediante incidencia de luz. La polimerización química se produce al entrar en contacto el composite con el oxígeno, por lo que también es conocida como auto-polimerización, y limita el tiempo de manejo del mismo. Además, tienen una estabilidad del color menos duradera, ya que con los años, se vuelven amarillentos o anaranjados, por lo que este proceso es cada vez menos utilizado. Por el contrario, el proceso de fotopolimerización se realiza mediante incidencia de luz visible, que será la encargada de activar el iniciador de la polimerización, por lo que este proceso también es denominado como fotoactivación. Los composites que utilizan este tipo de materiales poseen una alta estabilidad de color y ofrecen un tiempo de manejo ilimitado, siendo grandes ventajas en la práctica odontológica y a nivel estético restaurativo. Existen algunos composites que combinan ambos mecanismos de polimerización (Ritter *et al.*, 2018).

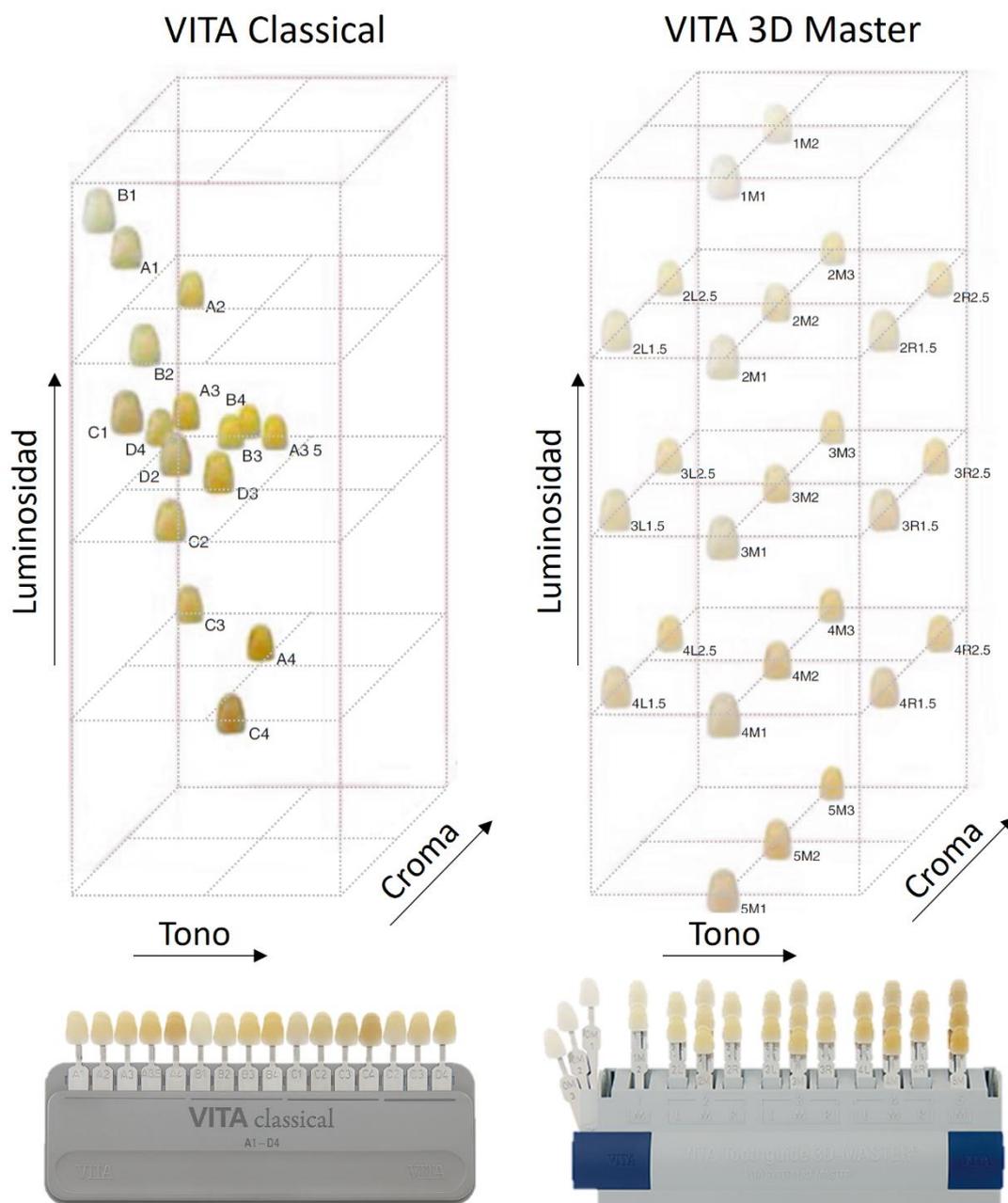


Figura 1.2. Representación de la distribución de los shades de las guías VITA Classical y 3D Master en el diagrama L, c, h°. Imágenes reproducidas de Della Bona 2020.

Este proceso de polimerización es efectuado sobre la propia pieza dental cuando tratamos con resinas de composite en formato de pasta o fluido, aunque este tipo de materiales pueden usarse también de manera indirecta. Los composites pueden ser fabricados previamente en bloques CAD/CAM y ser prepolimerizados, de manera que posteriormente solo será necesario una pequeña dosis para completar el proceso de

polimerización. El formato CAD/CAM (Computer aided design / Computer aided manufacturing), implementa la tecnología computerizada para ofrecer la capacidad de un diseño asistido y la fabricación de este diseño con una gran precisión, garantizando una apariencia visual acorde y una adecuada resistencia, evitando problemas en el proceso de polimerización. Este sistema permite el escaneo de la pieza dental a restaurar facilitando así un diseño que se adapte de forma exacta, para posteriormente fresar un bloque de composite dándole la forma previamente diseñada (Davidowitz & Kotick, 2011; Boitelle *et al.*, 2014). Este formato se encuentra también disponible en las cerámicas dentales.

La demanda de este tipo de materiales crece a un ritmo exponencial actualmente, lo que conlleva una continua evaluación de sus propiedades mecánicas, físicas, químicas y ópticas (Aminoroaya *et al.*, 2021). Especialmente, uno de los campos de investigación más relevantes actualmente es el de las resinas de composite híbridas, ya que estas combinan diferentes tipos de partículas inorgánicas de naturalezas completamente distintas, siendo incalculable el rango de combinaciones que se puede abarcar (Yadav & Kumar, 2019). Estudios recientes en el ámbito de la química están en una búsqueda continua de la caracterización y mejora de las resinas de composites mediante la combinación de diferentes materiales (Berlanga Duarte *et al.*, 2019; He *et al.*, 2019; Herrera-González *et al.*, 2019). Es también de gran interés el desarrollo de nuevos materiales reforzados con materiales de última generación, que posibiliten obtener una mejora de las propiedades mecánicas de las resinas de composite convencionales (Cho, *et al.*, 2020a; Cho *et al.*, 2020b; Yang *et al.*, 2020). Actualmente se trabaja en el desarrollo de composites basados en microcápsulas con capacidades regenerativas, donde se solucionaría el problema del desgaste del material con el tiempo (Althaqafi *et al.*, 2020). Por supuesto, la influencia del tamaño del relleno sigue siendo objeto de investigación (Rodríguez *et al.*, 2019; Aminoroaya *et al.*, 2021), para el desarrollo de nuevos materiales que estén dotados de mejoras en sus características. Una de estas mejoras la podemos observar en la capacidad adaptativa del color de materiales de última generación (Pereira Sanchez *et al.*, 2019).

Los avances en el desarrollo de nuevas resinas de composite, en relación a sus propiedades colorimétricas, están orientados hacia la obtención de materiales que sean capaces de adaptarse a su entorno. Los composites convencionales, son los denominados como composites de un solo shade, los cuales tienen atribuido un único color a base de

pigmentos. Este tipo de materiales es de aplicación en diferentes procesos de restauración dental, siendo posible la combinación de varios de ellos mediante la estratificación por capas, tratando de simular el gradiente de color que se observa en el diente. De acuerdo a esto, recientemente, se han desarrollado composites en formato CAD/CAM que incorporan un gradiente de color de un extremo a otro, tratando de conseguir este efecto en una sola pieza. Este gradiente de color puede conseguirse mediante diferentes capas o de manera continua.

En esta línea, han surgido nuevos composites denominados como shade-grupales (group-shade). Este tipo de materiales presentan una gama reducida de shades, que corresponden a su vez a un subgrupo de shades de la guía de color Vita Classical, de modo que un solo shade puede aplicarse a diferentes colores, obteniendo teóricamente un buen resultado. Análogos a este tipo de materiales surgen los conocidos como shade universal, los cuales engloban dentro de un único shade toda la gama de shades de la guía de color Vita Classical. No obstante, los fabricantes de estos tipos de materiales afirman haber desarrollado materiales con capacidades “camaleónicas”, entendiendo esto como materiales que son capaces de adquirir el color de su entorno. Son los denominados “one-shade” y no poseen un color específico, pues el color del mismo va a ser adoptado, una vez polimerizado, de la estructura que lo rodea. Diferentes propiedades como la dureza, flexibilidad, estabilidad, módulo de elasticidad o resistencia de compresión de estos materiales de última generación han sido estudiadas, principalmente por sus fabricantes para la elaboración de sus informes técnicos (Kulzer GmbH; Tokuyama Dental America). Sin embargo, aún no han sido caracterizados óptica ni colorimétricamente, lo cual resulta de gran interés de acuerdo a la aplicación de estos materiales indicada por sus fabricantes.

1.3. Propiedades ópticas

1.3.1. Propiedades ópticas

Scattering

Es la dispersión que sufren los fotones al atravesar un medio anisotrópico con diferentes índices de refracción. En los materiales dentales se produce debido a los diferentes índices de refracción de los distintos tipos de partículas que los conforman a nivel microscópico. El coeficiente de scattering (μ_s) puede definirse de acuerdo a la siguiente fórmula donde I es la componente no dispersada de la luz después de atravesar un medio no absorbente con un espesor x , e I_0 es la componente incidente:

$$I = I_0 e^{-\mu_s x} \quad 1.1$$

Absorción

Se trata de la absorción que sufre la luz al propagarse a través de un medio determinado y que depende de la longitud de onda. El coeficiente de absorción (μ_a) se define de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$dI = \mu_a I dx \quad 1.2$$

donde dI es la variación diferencial de la intensidad I de un haz de luz colimado que recorre un camino infinitesimal dx a través de un medio homogéneo que posee un coeficiente de absorción μ_a . Al integrar considerando el espesor del medio como x , puede obtenerse:

$$I = I_0 e^{-\mu_a x} \quad 1.3$$

Transmitancia

La transmitancia (T) es definida como el ratio entre la intensidad de la luz transmitida a través del material (I) y la intensidad de la luz incidente (I_0):

$$T = \frac{I}{I_0} \quad 1.4$$

La reflexión y la transmisión tienen una gran influencia en la apariencia cromática de los materiales dentales, mientras que el scattering y la absorción son los principales fenómenos que van a afectar al comportamiento de la luz a través del mismo. De manera concreta, el scattering es el fenómeno que tiene una mayor influencia en la propagación de la radiación óptica, incluso para muestras muy delgadas (de un espesor inferior a 1 mm) las probabilidades de que los fotones sufran múltiples dispersiones al atravesar la muestra como resultado de una interacción atómica con los elementos del material analizado son muy altas. Esta probabilidad va a depender fundamentalmente de la longitud de onda (λ) de la radiación incidente. Por tanto, cuando la radiación incidente sea policromática, es decir esté compuesta por diferentes longitudes de onda, las propiedades deberán ser reportadas acordemente de manera espectral y dependiendo de la longitud de onda.

Traslucidez

Se define como la propiedad que tienen aquellos medios que permiten la propagación de la luz, sufriendo dispersión a su paso, de manera que no ofrecen una visión nítida a través de él (Craig *et al.*, 2012). Se entiende como el estado entre la opacidad completa y la transparencia absoluta.

El parámetro de translucidez (TP) ha sido utilizado para evaluar la translucidez de los materiales dentales y es definido como la diferencia de color CIELAB de un material de espesor concreto, sobre un background negro y otro blanco (TP_{ab}) (Johnston *et al.*, 1995). La muestra ha de estar en contacto con la superficie de los backgrounds que han de representar un blanco y un negro ideales. Recientemente este parámetro ha sido

desarrollado en base a la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (TP_{00}) (Salas *et al.*, 2018). Las expresiones de ambos parámetros son:

$$TP_{ab} = [(L_B^* - L_W^*) + (a_B^* - a_W^*) + (b_B^* - b_W^*)]^{1/2} \quad 1.5$$

$$TP_{00} = \left[\left(\frac{L'_B - L'_W}{k_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{C'_B - C'_W}{k_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{H'_B - H'_W}{k_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{C'_B - C'_W}{k_C S_C} \right) \left(\frac{H'_B - H'_W}{k_H S_H} \right) \right]^{1/2} \quad 1.6$$

donde los subíndices “B” y “W” hacen referencia a las coordenadas de color sobre los backgrounds negro y blanco respectivamente.

La diferencia en translucidez entre dos materiales puede evaluarse de acuerdo a la siguiente fórmula, aplicable tanto a TP_{ab} como a TP_{00} :

$$\Delta TP = TP_2 - TP_1 \quad 1.7$$

Otro parámetro introducido para la evaluación de la translucidez es el parámetro relación de contraste (CR). Es definido como la razón de la reflectancia luminosa de un material traslúcido sobre un background negro y un background blanco. La reflectancia luminosa es el valor triestímulo Y de la reflectancia, según la definición de la CIE (CIE, 2019).

$$CR = \frac{Y_B}{Y_W} \quad 1.8$$

Este parámetro oscilará de 0, para materiales completamente transparentes, a 1 para materiales completamente opacos. El espesor de muestra necesario para poder conseguir un determinado valor de CR, puede calcularse una vez es conocida la relación entre éste y el espesor (Johnston, 2009). Este método ofrece la posibilidad de establecer un CR crítico para una aplicación determinada, y a continuación obtener el espesor necesario para obtener el valor crítico de translucidez.

Opalescencia y fluorescencia

La opalescencia es causada por el scattering de la luz visible, que variará de acuerdo a la longitud de onda. Se trata de una de las propiedades más interesantes de las estructuras dentales humanas ya que les otorga una belleza natural que los materiales de restauración estéticos tratan de imitar. El índice más utilizado para evaluar la opalescencia en materiales dentales es el conocido como *OP-RT*, el cual es calculado a partir de las diferencias de las coordenadas amarillo-azul a^* y rojo-verde b^* del espacio de color CIELAB, del color de la muestra medido por reflectancia y por transmisión mediante un espectrofotómetro (Lee, 2007):

$$OP - RT = \sqrt{(a_R^* - a_T^*)^2 + (b_R^* - b_T^*)^2} \quad 1.9$$

donde los subíndices R y T hacen referencia al modo de medida por reflectancia y por transmisión. Es necesario puntualizar que para el cálculo de la reflectancia mediante el parámetro *OP-RT* es necesario realizar la medida del color mediante transmisión directa. Anteriormente otros autores también han evaluado el parámetro de opalescencia en el ámbito dental como la diferencia de las coordenadas a^* y b^* medidas sobre los backgrounds blanco y negro, en lugar de diferenciar entre el método de medida (Ardu *et al.*, 2008; Della Bona *et al.*, 2014a).

La fluorescencia (*FL*) es definida como la absorción de luz ultravioleta (UV), en el rango del espectro de 100 a 400 nm, y su emisión en longitudes de onda más larga (430-450 nm). En las estructuras dentales humanas y materiales de restauración dental, puede ser calculada mediante la medida de la reflectancia espectral. Para ello, se realizarán dos medidas de la reflectancia del material a evaluar, con un filtro UV para extraer esta componente y sin filtro para obtener la reflectancia total. Posteriormente, mediante las coordenadas cromáticas obtenidas se computará la diferencia de color CIELAB de la medida de la reflectancia total y de la medida de la reflectancia excluyendo la componente UV. Los subíndices i y e hacen referencia a cuando la componente UV se encuentra incluida y excluida respectivamente:

$$FL = \sqrt{(L_i^* - L_e^*)^2 + (a_i^* - a_e^*)^2 + (b_i^* - b_e^*)^2} \quad 1.10$$

1.3.2. Teoría de Kubelka-Munk

Los materiales dentales pueden ser considerados como medios con una permitividad que varía espacialmente, cuyas variaciones de campo pueden ser descritas usando las ecuaciones de Maxwell. No obstante, este planteamiento no es posible, debido a la gran complejidad estructural que presentan este tipo de biomateriales además de la falta de conocimiento de la permitividad del medio. Este problema, puede ser simplificado ignorando los fenómenos relacionados con la propagación de las ondas, como son la polarización y las interferencias, además de otro tipo de fenómenos relacionados con las partículas microscópicas, como son las colisiones inelásticas. En este contexto, la teoría de Kubelka-Munk (K-M), que ha sido ampliamente aceptada y utilizada en la literatura para el estudio de las propiedades ópticas de materiales dentales y estructuras dentales naturales, es un método indirecto no iterativo que se puede emplear para el cálculo de las propiedades ópticas de los biomateriales dentales (Della Bona, 2020).

La teoría de K-M fue desarrollada en 1931 por Kubelka y Munk (Kubelka & Munk, 1931) y posteriormente simplificada por Kubelka (Kubelka, 1948, 1954) y describe la reflectancia y la transmitancia de una muestra translúcida con y sin background. Nos centraremos en el segundo caso, el cual se trata de un modelo matemático que describe la reflectancia resultante de la transferencia de radiación de dos flujos en un medio uniforme y homogéneo sobre un background conocido, el cual derivó de las ecuaciones diferenciales descritas por Kubelka y Munk:

$$\begin{aligned} -di &= -(S + K)i dx + Sj dx \\ dj &= -(S + K)j dx + Si dx \end{aligned} \tag{1.11}$$

En estas ecuaciones i y j son considerados como dos vectores de luz que viajan en direcciones opuestas, siendo i el flujo descendente y j el ascendente, donde S y K son los coeficientes de scattering y absorción respectivamente pertenecientes a la muestra analizada y x hace referencia a su espesor. La solución de las ecuaciones anteriores, deriva en la fórmula de la reflectancia cuya forma simplificada recogió Kubelka 17 años después (Kubelka, 1948), para la cual hay que tener en cuenta una serie de consideraciones

(Kubelka & Munk, 1931; Judd & Wyszecki, 1975; Paravina & Powers, 2004) que se enumeran a continuación:

- La iluminación sobre la muestra ha de ser difusa y homogénea.
- La muestra analizada tiene un espesor constante y distinto de ∞ .
- Las partículas de pigmento del material del que se compone la muestra siguen una distribución uniforme y poseen un tamaño menor al espesor de la muestra.
- Que no se produzcan reflexiones sobre la superficie de medida de la muestra.
- Se desprecian los efectos ópticos en los bordes de la muestra.

$$R = \frac{1 - R_g[a - b \coth(bSx)]}{a - R_g + b \coth(bSx)} \quad 1.12$$

donde R_g es la reflectancia del background y, a y b se definen a continuación en base a los coeficientes de scattering y absorción, S y K respectivamente:

$$a = \frac{S + K}{K} \quad 1.13$$
$$b = \sqrt{a^2 - 1}$$

No obstante, es necesario tener también en consideración las reflexiones interfaciales que se producen en la superficie del material, para poder obtener con precisión las propiedades ópticas mediante la teoría de K-M en base a su espesor, y obtener una óptima concordancia con las reflectancias espectrales medidas (Mikhail *et al.*, 2012). Estas reflexiones se producen por los cambios de índice de refracción (n) cuando la luz pasa de un medio a otro y que están descritas por las fórmulas de Fresnel (Casas, 1972). Saunderson definió el factor de corrección a aplicar, mientras que Duntley introduciría modificaciones en dicha corrección, considerando solo la mitad de la luz incidente reflejada de forma especular (Saunderson, 1942; Duntley, 1942). La configuración de la geometría de iluminación/medición CIE 45°/0° (CIE, 2019) propuesta por Mikhail y colaboradores (Mikhail *et al.*, 2012), no induce ningún tipo de reflexión

especular, por lo que el factor de corrección a utilizar sería el definido por Hu y colaboradores (Hu *et al.*, 2009):

$$R' = \frac{R(1 - k_1)(1 - k_2)}{1 - R k_2} \quad 1.14$$

donde R' es la reflectancia espectral medida y corregida, y los factores de corrección k_1 y k_2 son los coeficientes de reflexión interna y externa respectivamente. Diferentes autores han propuesto consideraciones varias para el cálculo de estos coeficientes (Richmond, 1963; Mudgett & Richards, 1973), siendo los más empleados para materiales dentales los definidos por Richmond. En concreto, se considera $k_1 = 0,039$, $k_2 = 0,540$, el índice de refracción del aire como $n = 1,0003$ y el de los materiales dentales como $n \sim 1,5$, dado que éstos fueron los que ofrecieron mayores diferencias estadísticamente significativas al comparar los valores de reflectancias calculadas considerando diferentes factores de corrección, con las calculadas sin realizar corrección alguna (Mikhail *et al.*, 2012). Por tanto, el valor de R puede definirse en función de R' medido y, no existiendo reflexión especular, de la siguiente manera:

$$R = \frac{R'}{(1 - k_1)(1 - k_2) + R'k_2} \quad 1.15$$

Esta corrección fue aplicada también a R_g , medida de los backgrounds-soporte sobre los que las muestras son evaluadas. Una vez conocidos los valores de R y R_g , los valores a y b pueden despejarse de las ecuaciones para el cálculo de los coeficientes de S y K . Finalmente, para el cálculo de la transmitancia se empleará la fórmula definida a continuación por Kubelka (Kubelka, 1948):

$$T = \frac{b}{a \cdot \cosh(bSx) + b \cdot \sinh(bSx)} \quad 1.16$$

1.4. Propiedades colorimétricas

1.4.1. Espacios de representación del color

Como es bien sabido, el color es una sensación psicofísica que va a resultar de la incidencia de luz sobre un objeto y la captación de su reflectancia por un observador. Por tanto, el color de un objeto depende de tres factores fundamentales: su reflectancia espectral, la distribución de la potencia espectral de la fuente luminosa y el observador. Es por esto que es importante estandarizar las condiciones de observación y medición para poder obtener resultados reproducibles y que sean comparables con otros estudios que emplean condiciones semejantes. Además, para poder definir un color, es necesario expresarlo de forma numérica, permitiendo así especificar su posición en un espacio de color.

Un espacio de color, o sistema de representación del color, es un medio sistemático que permite una representación espacial del color. Son usados para especificar un color y están basados en los principios de la percepción del color. El color puede describirse en base a las tres dimensiones del color de objetos descritas en el sistema de ordenación de Munsell: luminosidad, croma y tono. En 1931 la CIE desarrolló el sistema XYZ CIE1931 para la representación del color, el cual está basado en los valores triestímulo XYZ. Estos valores están basados en la respuesta del ojo humano a diferentes longitudes de onda, y pueden definirse de acuerdo a las siguientes fórmulas, de acuerdo a la reflectancia espectral del objeto (R), la potencia espectral del iluminante (S) y las funciones de mezcla correspondientes a un observador estándar (\bar{x} , \bar{y} , \bar{z}):

$$\begin{aligned} X &= k \sum [R(\lambda)S(\lambda)\bar{x}(\lambda)] \\ Y &= k \sum [R(\lambda)S(\lambda)\bar{y}(\lambda)] \\ Z &= k \sum [R(\lambda)S(\lambda)\bar{z}(\lambda)] \end{aligned} \tag{1.17}$$

A partir de los valores triestímulo XYZ podemos definir un color. Para establecer una representación bidimensional del color, surgieron los diagramas de cromaticidad, para los que es necesaria una transformación de los valores triestímulo, a partir de la que obtener las coordenadas de cromaticidad xyz. Este tipo de diagramas tratan de representar un fenómeno tridimensional con solo dos ejes, en los que es necesario aportar el valor de al menos uno de los tres valores triestímulo, que generalmente será Y, ya que aporta la información relativa a la luminosidad. Este espacio de color fue denominado espacio CIEYxy, y aunque este espacio es muy adecuado para describir los estímulos de color, presenta el inconveniente de que el umbral de perceptibilidad tiene diferente magnitud dependiendo de la zona del diagrama xy (elipses de MacAdam). Tras varios intentos de mejorar el diagrama para convertir estas elipses en esferas, no se encontró una transformación ideal.

Debido a este inconveniente surgen los conocidos espacios de color tridimensionales, donde destacan los espacios CIELAB y CIELUV, que dejaron obsoletos los diagramas bidimensionales. Este tipo de diagramas constan de unas dimensiones que se correlacionan de manera aproximada con la luminosidad, el croma y el tono percibidos para un determinado estímulo de color, incorporando características que tienen en cuenta la adaptación cromática y las respuestas visuales no lineales. La principal novedad de este tipo de espacios es que permiten medir diferencias de color uniformes. Posteriormente, la CIE recomendó el uso de ambos espacios de color, pero con el tiempo, el espacio de color CIELAB ha tenido una mejor implantación en distintos ámbitos y diferentes aplicaciones del color, incluyendo la odontología. El espacio de color CIE1976 ($L^*a^*b^*$), conocido comúnmente como CIELAB se define mediante las coordenadas CIE L^* , a^* , b^* calculadas a partir de los valores triestímulo XYZ, de acuerdo a las fórmulas que se exponen a continuación, siendo X_n Y_n Z_n los valores triestímulo correspondientes al blanco de referencia:

$$\begin{aligned}
 L^* &= 116 \cdot \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - 16 \\
 a^* &= 500 \cdot \left[\left(\frac{X}{X_n}\right)^{1/3} - \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} \right] \\
 b^* &= 200 \cdot \left[\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - \left(\frac{Z}{Z_n}\right)^{1/3} \right]
 \end{aligned}
 \tag{1.18}$$

Estas tres dimensiones son: L^* , se trata de un coeficiente de percepción de luminosidad que oscila desde 0, para una oscuridad total, a 100 para un blanco difuso; a^* , es el coeficiente que relaciona la percepción cromática en el rango rojo-verde; b^* , consiste en el coeficiente que relaciona la percepción cromática en el rango amarillo-azul. En el caso de describir un estímulo acromático, las coordenadas a^* y b^* serán iguales 0, como en el caso del blanco, gris o negro. Del mismo modo, el rango de estas dos coordenadas es ilimitado, y quedará definido por las propiedades del material. Las tres coordenadas CIELAB son combinadas como coordenadas cartesianas formando un espacio de color tridimensional que se representa de manera esquemática en la Figura 1.3:

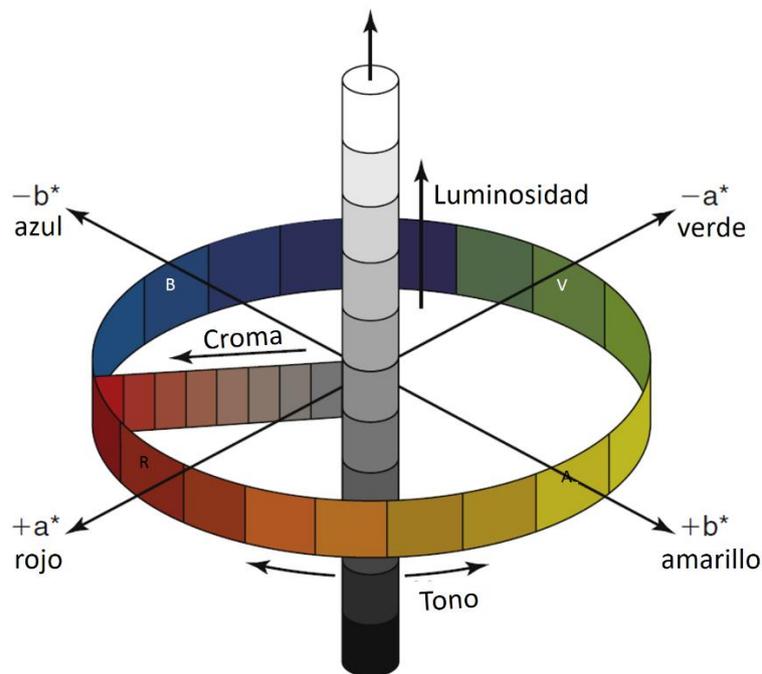


Figura 1.3. Esquema de representación tridimensional del espacio de color CIELAB. Imagen reproducida de Craig et al., 2012.

El espacio cromático CIELAB también puede representarse de acuerdo a los atributos correlacionados de luminosidad (L^*), cromía (C^*) y tono (h°), mediante el cálculo, a partir de las coordenadas a^* y b^* , de las coordenadas cilíndricas C^* y h° . La coordenada L^* será la misma para ambos sistemas de representación (Figura 1.3).

$$C^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$$

$$h^\circ = \arctg(b^*/a^*)$$

1.19

1.4.2. Diferencias de color

La diferencia de color (ΔE) en el espacio de color CIELAB (ΔE_{ab}^*), entre dos estímulos de color del mismo tamaño y forma, observados en un entorno idéntico de blanco a gris, por un observador adaptado a un campo de cromaticidad no muy diferente de la luz natural diurna, es cuantificada por la distancia euclídea entre los dos puntos representados en el espacio de color tridimensional. Esta diferencia se expresa en términos de unidades CIELAB y viene descrita por la siguiente fórmula:

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2} \quad 1.20$$

donde ΔL^* , Δa^* , Δb^* son las diferencias en luminosidad, en la coordenada verde-rojo y en la coordenada azul-amarillo respectivamente, entre las dos muestras a comparar. Esta fórmula ha sido ampliamente usada para múltiples aplicaciones y ha sido adoptada en diversos campos tecnológicos.

El espacio de color CIELAB fue diseñado con el objetivo de que las diferencias de color fueran perceptualmente uniformes en todo el espacio, lo cual no fue logrado satisfactoriamente. ΔE_{ab}^* presenta inhomogeneidades, por lo que se ha tratado de realizar modificaciones de ésta basadas en datos empíricos para mejorar la uniformidad de las mediciones de ΔE , pero en todas ellas se obtuvieron correlaciones deficientes entre los juicios visuales y las distancias euclidianas, lo que planteó la necesidad de mejorar la fórmula (Berns, 2000). Tras una serie de propuestas de mejora, como fueron las fórmulas CMC(1:c) (Schanda, 2007), BFD(1:c) (Luo & Rigg, 1987) y CIE94 (CIE, 1995), se desarrolló la denominada fórmula de diferencia de color CIEDE2000 propuesta por Luo y colaboradores (Luo *et al.*, 2001), la cual es la recomendada en la actualidad por la CIE para el cálculo de la diferencia de color (CIE, 2019).

La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}) corrige la discontinuidad del espacio de color CIELAB para pequeñas diferencias bajo condiciones de referencia. Las mejoras en el cálculo de la diferencia de color se realizaron mediante correcciones de los efectos de la dependencia de la luminosidad, la dependencia del croma, la dependencia del tono y la interacción entre croma y tono en la diferencia de color percibida. La escala a lo largo del eje a^* se modificó para corregir la falta de uniformidad observada para los

colores grises. De esta forma, teniendo en cuenta todas estas correcciones, la fórmula de ΔE_{00} puede definirse de la siguiente manera:

$$\Delta E_{00}(k_L:k_C:k_H) = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)} \quad 1.21$$

donde $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ son las diferencias en luminosidad, croma y tono para las dos muestras que se quieren comparar. R_T es la función de rotación, que se define como la interacción entre el croma y el tono en la zona de los azules. Las funciones de ponderación S_L , S_C , S_H ajustan la diferencia de color total para la variación en la localización de la diferencia de color del par comparado en las coordenadas L' , a' , b' . Los factores k_L , k_C , k_H son términos de corrección de acuerdo a las condiciones experimentales de observación. Para el cálculo de ΔE_{00} es importante tener en cuenta las discontinuidades generadas en el cálculo del tono y su diferencia, las cuales fueron determinadas y caracterizadas por Sharma y colaboradores (Sharma *et al.*, 2005).

También es de interés conocer las diferencias en cada uno de los atributos cromáticos: luminosidad, croma y tono (ΔL_{00} , ΔC_{00} y ΔH_{00}), que pueden definirse de acuerdo a las siguientes expresiones descritas por Pérez y colaboradores (Pérez *et al.*, 2011):

$$\Delta L_{00} = \frac{\Delta L'}{k_L S_L} \quad ; \quad \Delta C_{00} = \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \quad ; \quad \Delta H_{00} = \frac{\Delta H'}{k_H S_H} \quad 1.22$$

Desde el desarrollo de la fórmula CIEDE2000, algunos estudios han comparado las fórmulas de diferencia de color CIELAB y CIEDE2000 (Lee, 2005; Pérez *et al.*, 2007). De hecho, estudios en el ámbito de la odontología restauradora dental, mostraron una correlación significativa entre ambas fórmulas con valores de ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} correspondientes a resinas de composite (Kim *et al.*, 2005; Lee, 2005; Paravina *et al.*, 2005), restauraciones de aleaciones metálicas y metálico-cerámicas (Xu *et al.*, 2012), y en el espacio cromático de las estructuras dentales naturales (Gómez-Polo *et al.*, 2016a; Gómez-Polo *et al.*, 2016b). La mayoría de las correlaciones estudiadas, mostraron una relación proporcional entre los valores de ambas fórmulas, pero ambas ecuaciones no pueden usarse indistintamente para evaluar las diferencias de color en odontología.

Estudios recientes (Gómez-Polo *et al.*, 2016a; Gómez-Polo *et al.*, 2016b), han determinado la relación entre los resultados obtenidos mediante la fórmula de diferencia de color de ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} en el espacio de color dental natural humano, utilizando la aproximación de Bland y Altman (Bland & Altman, 1986, 1999). Estos resultados mostraron que en el espacio de color dental natural, los valores del factor de escala entre ambas fórmulas varían de 0,46 a 0,90, sugiriendo la dificultad de poder establecer un factor preciso entre las dos fórmulas. Además, la razón entre ambas fórmulas ($\Delta E_{00}/\Delta E_{ab}^*$) aumentó con el incremento de ΔL^* y la disminución de Δb^* . Por otro lado la fórmula ΔE_{00} reflejó una mayor adecuación con la percepción visual de las ΔE en comparación con ΔE_{ab}^* (Gómez-Polo *et al.*, 2016a; Gómez-Polo *et al.*, 2016b; Pecho *et al.*, 2016a; Pecho *et al.*, 2016b). Sin embargo, posteriormente se observó que la fórmula CIEDE2000 (2:1:1) mostró una mejor estimación en comparación con la percepción visual, comparado con las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 (1:1:1) (Pecho *et al.*, 2016a; Pecho *et al.*, 2016b). Las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 (2:1:1) fueron utilizadas también para evaluar la influencia del género en la discriminación cromática en el campo de la odontología, encontrando que solo la fórmula CIEDE (2:1:1) mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos géneros (Pecho *et al.*, 2017), aunque por el contrario, posteriormente en otro estudio con esta misma fórmula, no encontrarían diferencias en cuanto al género (Simionato *et al.*, 2020).

1.4.3. Potencial de adaptación del color

La apariencia del color de un objeto viene determinada también por su entorno. Así, si observamos un área concreta de un objeto, la apariencia colorimétrica de ésta estará determinada por el área de su alrededor. Se denomina contraste simultáneo cuando la diferencia de color entre estas áreas aumenta, y asimilación cuando disminuye. La asimilación del color está relacionada con lo que se conoce como efecto mezcla, o “blending effect”, debido a que dos colores situados uno junto al otro, en condiciones adecuadas, se “mezclan” influyendo el uno en el otro, de manera que la diferencia de color percibida entre ambos será inferior a la que se percibiría observando ambos colores de manera aislada (Paravina *et al.*, 2008). Este efecto mezcla es también conocido como efecto “camaleón”. Dicho efecto es principalmente perceptivo y por ello, cuando se evalúan las diferencias de color entre el diente a restaurar y el material restaurador antes de ser aplicado, e *in-situ* después de haber sido aplicado, se puede observar como en el segundo caso las diferencias de color son considerablemente inferiores (Paravina *et al.*, 2008). Para describir y cuantificar el efecto mezcla producido por la translucidez de los materiales y estructuras dentales, Paravina y colaboradores (Paravina *et al.*, 2008) introdujeron el parámetro denominado Potencial de Adaptación del Color (CAP), el cual se determina de acuerdo a la siguiente expresión:

$$CAP = 1 - \Delta E_{ab_2}^* / \Delta E_{ab_1}^* \quad 1.23$$

donde $\Delta E_{ab_2}^*$ es la diferencia de color CIELAB entre el material objeto de evaluación (material interno) y el material que envuelve a este (material externo), medidos en una disposición conjunta. Por otro lado, $\Delta E_{ab_1}^*$ representa la diferencia de color entre estos dos materiales medidos de manera independiente cada uno de ellos.

CAP tiene un valor máximo de 1, lo que significa que el potencial de adaptación del material a un color concreto (el del material envolvente) es del 100% y los colores son iguales, es decir, $\Delta E_{ab_2}^* = 0$. Es importante destacar que se pueden obtener valores negativos del CAP, en el caso de que $\Delta E_{ab_1}^*$ sea inferior a $\Delta E_{ab_2}^*$, lo que indicaría que la diferencia de color entre materiales es menor por separado, que en la combinación.

En el amplio rango de materiales dentales existente, la mayoría de ellos suele mostrar un CAP positivo, con un amplio rango de valores dependientes de la composición de los materiales, así como de la cromaticidad de los materiales de la combinación. La introducción del parámetro CAP supone una gran ventaja de cara a la restauración estética dental, ya que un alto valor de CAP implica un gran resultado estético. Así, la valoración del CAP de los materiales dentales es de gran interés debido a la posibilidad de éstos de subsanar posibles diferencias existentes entre el material restaurador y la pieza dental objeto, tanto de manera visual como analítica (Paravina *et al.*, 2008).

Son varios los estudios que en los últimos años han cuantificado el CAP de diferentes materiales de restauración dental (Trifkovic *et al.*, 2018). Otros estudios han tratado de determinar cómo varía el efecto mezcla desde el centro del material interno hasta el borde de éste (Lee *et al.*, 2015), concluyendo que este depende del tipo de resina de composite y el shade envolvente. Hatayama y colaboradores han estudiado la influencia de la modificación de las condiciones de medida del color, concretamente de la posición de iluminación, sobre el potencial de ajuste de color, específicamente sobre la luminosidad (Hatayama *et al.*, 2020). Por último este parámetro ha sido también valorado de forma visual, y comparado con el instrumental en una amplia variedad de materiales dentales (Trifkovic *et al.*, 2018; Pereira Sanchez *et al.*, 2019), obteniendo como resultado magnitudes superiores de CAP para las evaluaciones visuales, así como una dependencia del material empleado y el shade de la estructura envolvente del mismo.

1.4.4. Blancura

En términos espectrales, un material blanco es considerado aquel que tiene una reflectancia constante para todas las longitudes de onda, con un valor próximo al 100%. La blancura es considerada como una percepción unidimensional, como un atributo de color de alta luminosidad y baja pureza (Ganz, 1972), situándose en una región relativamente estrecha del espacio de color a lo largo de las longitudes de onda dominante 570 nm y 470 nm. En términos del espacio de color CIELAB, este tipo de comportamiento espectral se traduce en una alta luminosidad y un croma lo más próximo a 0.

El espacio de color CIELAB es un espacio tridimensional, siendo necesarias tres coordenadas para la identificación de cualquier color. Sin embargo, en el caso de los blancos, un espacio de color unidimensional podría ser más eficaz para identificar sus propiedades, ya que la mayoría de los observadores son capaces de ordenar las muestras blancas en una sola dimensión. Por ello, se han definido diferentes índices de blancura en la literatura sin diferenciar su aplicación. Podemos destacar por su mayor relevancia, el índice de blancura CIE (*WIC*) que fue propuesto por la CIE en 1986 para la preferencia del tono neutro (CIE, 1986), y el índice W^* , basado en la distancia euclídea del color analizado con respecto al blanco perfecto del espacio de color CIELAB ($L^* = 100$, $a^* = 0$ y $b^* = 0$) (Gerlach *et al.*, 2002).

Con el propósito de obtener un índice de blanqueamiento específico para cuantificar la blancura del diente, Luo y colaboradores desarrollaron el índice *WIO* (Luo *et al.*, 2009). Este índice se desarrolla como una modificación del índice CIE *WIC*, a partir de juicios visuales y empleando la guía de color Vita 3D Master. *WIO* fue evaluado y se comprobó que superaba a otros índices disponibles de blancura y amarilleamiento, siendo tan fiable como el observador humano medio (Luo *et al.*, 2009).

Posteriormente se ha desarrollado un nuevo índice de blancura basado en el espacio de color CIELAB (Pérez *et al.*, 2016a) que se correlaciona de manera precisa con la percepción de la blancura de los dientes:

$$WI_D = 0,511L^* - 2,324a^* - 1,100b^* \quad 1.24$$

WI_D fue desarrollado mediante experiencias psicofísicas en las que se pidió a diferentes grupos de observadores la realización de juicios visuales en relación a la blancura de diferentes muestras dentales. Este índice mostró una mayor precisión que los índices de blancura y amarilleamiento propuestos anteriormente, incluido WIO . Las variaciones en blancura de los dientes y materiales dentales pueden ser calculadas mediante la siguiente fórmula (Pérez *et al.*, 2019a, Pérez *et al.*, 2019b):

$$\Delta WI_D = WI_{D_2} - WI_{D_1} \quad 1.25$$

1.4.5. Inconstancia del color

El fenómeno de la constancia del color se define como la invariabilidad de la apariencia del color de un objeto bajo diferentes iluminantes (Fairchild, 2013). Dicha definición habla de la apariencia del color visual, puesto que las personas tienden a recordar la experiencia previa de color, en vez de analizar el color en el momento. Sin embargo, Fairchild razona que si el color de los objetos fuera constante, no sería necesario tener en cuenta el iluminante utilizado a la hora de calcular colores correspondientes, puesto que los valores triestímulo XYZ serían iguales para todas las condiciones de iluminación, o que por ejemplo los modelos de apariencia del color no serían necesarios (Fairchild, 2013). Es por esto que resulta evidente que este fenómeno solo puede suceder bajo dos iluminantes metámeros o al evaluar lo que se conoce como pares metámeros. Por tanto, podemos establecer que si modificamos el iluminante sobre una pieza dental y el color de ésta varía, se producirá lo que se denomina como fenómeno de inconstancia del color. Es importante tener en cuenta la sensibilidad del ojo humano, que tiene la capacidad de cambiar su adaptación de acuerdo al iluminante, hecho denominado como adaptación cromática. Por ello, es necesario ceñirse únicamente a evaluar la inconstancia de color desde un punto de vista objetivo e instrumental, mediante su cálculo teórico para poder cuantificarlo.

Es de gran importancia el estudio del fenómeno de la inconstancia del color en el campo de la odontología estética restauradora, ya que de este va a depender el éxito estético de la misma. Una restauración que aparentemente pueda resultar satisfactoria para el especialista estético dental, en condiciones de iluminación clínicas, puede resultar todo lo contrario en otro tipo de ambientes con una iluminación diferente. Por ello se hace imprescindible cuantificar el fenómeno de la inconstancia del color a nivel individual, y por supuesto, de las diferencias de color.

El iluminante empleado en odontología actualmente es fundamentalmente el iluminante CIE D65, que simula las condiciones de iluminación diurnas de la luz natural. Este iluminante estándar es el recomendado por la CIE (CIE, 2019) y para la evaluación y medida del color en odontología de acuerdo a la “ISO/TR 28642 Dentistry-Guidance colour on measurement” (ISO, 2016). No obstante, las lámparas convencionales usadas en la práctica clínica oftalmológica, comienzan a ser sustituidas por lámparas LED,

debido principalmente a su relación beneficio/coste (Sanderson & Simons, 2014). De hecho, recientemente la CIE ha propuesto una serie de nuevos iluminantes LED blancos (CIE, 2019) como representación del amplio rango que se pueden obtener en el mercado actual (Jost *et al.*, 2017).

1.5. Umbrales de discriminación cromática y de traslucidez en odontología

La apariencia de los materiales dentales y las estructuras dentales debe combinarse y reproducirse para lograr una estética aceptable y de manera eficiente. El método más utilizado para evaluar la apariencia visual en odontología es el juicio visual, por lo que es imprescindible tener un conocimiento del límite perceptivo o umbral de perceptibilidad para comprender e interpretar las diferencias en la apariencia dental.

En odontología restauradora existe gran interés en los umbrales de color y de traslucidez, debido a la necesidad de mantener una producción cuya variabilidad se encuentre por debajo del límite o umbral de perceptibilidad o, al menos que el límite de ellas sea admisible como para poder garantizar su reproducción en restauraciones estéticas satisfactorias, es decir, sea menor que el denominado umbral de aceptabilidad o tolerancia.

En primer lugar, nos centraremos en los umbrales de discriminación cromática en odontología. El umbral de perceptibilidad de color representa el límite a partir del cual una diferencia de color es perceptible por el sistema visual humano. Análogamente, el umbral de aceptabilidad representa el límite en el que una diferencia de color es considerada no tolerable o admisible. Una diferencia de color percibida y aceptada por el 50% de los observadores se corresponde con el umbral de aceptabilidad 50:50%. En odontología restauradora, generalmente, las diferencias perceptibles y aceptables suelen ser consideradas como resultados satisfactorios, salvo en el caso de restauraciones donde la demanda estética es extremadamente alta y una diferencia superior al umbral de perceptibilidad sería considerada como un fracaso.

Son numerosos los estudios que han reportado valores de los umbrales de discriminación cromática (Paravina *et al.*, 2019) basados todos ellos en experiencias observacionales 50:50% (Ruyter *et al.*, 1987; Johnston & Kao, 1989; Douglas & Brewer, 1998; Ragain & Johnston, 2000, 2001a; Douglas *et al.*, 2007; Lindsey & Wee, 2007; Wee *et al.*, 2007; Da Silva *et al.*, 2008; Alghazali *et al.*, 2012; Dietschi *et al.*, 2012). La mayoría de estos umbrales hacen alusión a diferencias de color que emplean la fórmula CIELAB

(ΔE_{ab}^*), no siendo hasta 2010 cuando se obtienen los primeros umbrales de color dental basados en la fórmula CIEDE2000 (ΔE_{00}) (Ghinea *et al.*, 2010). En este estudio se utilizó la aproximación difusa Takagi-Sugeno-Kang (TSK Fuzzy), previamente utilizada por Ishikawa-Nagai y colaboradores, quienes demostraron que se trata de un enfoque alternativo fiable para el cálculo de umbral del color (Ishikawa-Nagai *et al.*, 2009). Los autores concluyeron que la fórmula ΔE_{00} ofrecía un mejor ajuste con el juicio visual (ΔV) en comparación con la fórmula ΔE_{ab}^* para la evaluación de los umbrales de color de los materiales dentales (Ghinea *et al.*, 2010).

Posteriormente Paravina y colaboradores (Paravina *et al.*, 2015) desarrollaron un estudio multicentro para la determinación de los umbrales 50:50% de perceptibilidad (PT) y aceptabilidad (AT) de las diferencias de color de cerámicas dentales en condiciones clínicas simuladas, donde se emplearon procedimientos semejantes a los utilizados previamente para el desarrollo de umbrales (Ghinea *et al.*, 2010; Pérez *et al.*, 2011). Se diferenciaron distintos grupos de observadores: odontólogos, estudiantes de odontología, auxiliares dentales, protésicos dentales, y personas no relacionadas con el ámbito dental. Teniendo en cuenta los valores obtenidos para los cinco grupos descritos, los umbrales de PT y AT fueron: $PT_{ab} = 1,2$; $AT_{ab} = 2,7$; $PT_{00} = 0,8$; $AT_{00} = 1,8$. Estos umbrales han sido incluidos como valores de referencia de la normativa ISO/TR 28642:2016 (ISO, 2016), que recomienda su aplicación para todas las situaciones que requieran de una evaluación de la diferencia de color en el ámbito de la odontología.

Otro estudio, que empleó la fórmula CIEDE2000, determinó los AT para los diferentes atributos de luminosidad ($\Delta L'$), croma ($\Delta C'$) y tono ($\Delta H'$), determinando valores de 2,92, 2,52 y 1,90 respectivamente (Pérez *et al.*, 2011).

En cuanto a los umbrales del color de la encía, son pocos los trabajos que han tratado de cuantificarlos (Sailer *et al.*, 2014; Ren *et al.*, 2015), debido principalmente a que esta estructura no se encuentra tan expuesta como las piezas dentales, siendo un objetivo secundario de la odontología estética y, a que se trata de una estructura cuyas propiedades colorimétricas fluctúan dependiendo de numerosos factores. El estudio más reciente que determina umbrales 50:50% de PT y AT para las encías humanas obtuvo valores de 1,1 y 2,8 unidades CIEDE2000, y de 1,7 y 3,7 unidades CIELAB respectivamente (Pérez *et al.*, 2018).

Son pocos los estudios que han tratado de determinar umbrales de blancura específicos para odontología (Paravina *et al.*, 2019). Un estudio realizado mediante experiencias psicofísicas de evaluación visual de imágenes dentales en una pantalla calibrada determinó umbrales de perceptibilidad para las tres coordenadas CIELAB, obteniendo para $\Delta L^* = 1,14$, $\Delta a^* = 3,24$ y $\Delta b^* = 1,11$ (Westland *et al.*, 2017). Recientemente, se han desarrollado umbrales de perceptibilidad (WPT) y aceptabilidad (WAT) de blancura basados en el índice de blancura específico para odontología WI_D . Estos fueron desarrollados en un estudio multicentro empleando dientes simulados en una pantalla calibrada para llevar a cabo experiencias psicofísicas, siguiendo la metodología empleada para el cálculo de los umbrales de color (Pérez *et al.*, 2019a). TSK Fuzzy fue empleado para la determinación de los mismos con un intervalo de confianza (CI) del 95%. Los resultados obtenidos fueron: WPT = 0,72 unidades WI_D (CI: 0,2-7+; $r^2 = 0,57$) y WAT = 2,62 unidades WI_D (CI: 0,0-2,69; $r^2 = 0,57$). Según los autores, los valores pueden ser empleados como referentes para la evaluación en investigación y fabricación de materiales, así como en la práctica clínica para la determinación de la eficacia de tratamientos de blanqueamiento dental.

En odontología han sido pocas las investigaciones que han llevado a cabo el estudio de los umbrales de traslucidez. Lee (Lee, 2016b) realizó juicios visuales para evaluar la relación de contraste (CR) sobre un grupo de porcelanas dentales, obteniendo un umbral de perceptibilidad de 2 unidades de TP . Recientemente, se ha realizado un trabajo de investigación (Salas *et al.*, 2018), en el cual se han calculado umbrales de perceptibilidad (TPT) y de aceptabilidad (TAT) de traslucidez empleando el parámetro de traslucidez. Se realizaron juicios visuales de 50 pares de discos de resina de composite por 30 observadores, y se emplearon para el cálculo de las diferencias de traslucidez (ΔTP) las fórmulas CIELAB y CIEDE2000, ΔTP_{ab} y ΔTP_{00} . TSK Fuzzy fue empleado para el ajuste de los umbrales TPT y TAT. Los valores de los umbrales de traslucidez obtenidos fueron: 50:50% $TPT_{ab} = 1,33$ y $TAT_{ab} = 4,43$ y, $TPT_{00} = 0,62$ y $TAT_{00} = 2,62$, resultando dichos valores significativamente diferentes ($p = 0,01$ para TPT y $p < 0,005$ para TAT) entre ambas fórmulas de TP (Salas *et al.*, 2018). Los autores afirman que ΔTP_{00} , basada en la fórmula de diferencia de color CIEDE2000, proporcionó un mejor ajuste de los datos que la basada en la diferencia de color CIELAB, considerando por tanto que dichos valores pueden servir como referenciales para la selección de resinas de composite y su evaluación estético-clínica.

1.6. Propiedades ópticas y colorimétricas de materiales dentales

A continuación se recogen los trabajos más recientes y relevantes en los que se evalúan las propiedades ópticas y colorimétricas de materiales dentales.

1.6.1. Propiedades ópticas de materiales dentales

Hasta la actualidad, son numerosos los estudios que han establecido las propiedades ópticas de los materiales dentales empleando diferentes metodologías experimentales. Aunque el método IAD ha sido empleado en la evaluación de materiales dentales, la mayoría de las recientes investigaciones usan la teoría de K-M para llevar a cabo sus estudios. Fernández-Oliveras y colaboradores (Fernández-Oliveras *et al.*, 2013) evaluaron los coeficientes de scattering (μ_s) y absorción (μ_a) de resinas de composite híbridas, nanocomposites y cerámicas de zirconia, utilizando la metodología indirecta iterativa IAD. Encontraron que el comportamiento de ambos coeficientes fue semejante para ambos composites, pero diferentes para la cerámica, concluyendo que estas diferencias eran debidas al factor de anisotropía (g), el cual fue diferente también entre ambos tipos de materiales.

La correcta aplicación de la teoría de K-M sobre materiales dentales, fue demostrada y avalada en 2001 (Ragain & Johnston, 2001b) y, a partir de entonces, han sido muchos los estudios que se han basado en ella para la evaluación de diferentes materiales. Un estudio evaluó y comparó las propiedades ópticas de dentina humana y bovina con dos tipos de cerámicas de zirconia diferentes (Pecho *et al.*, 2015), encontrando que el comportamiento espectral del coeficiente de scattering (S) para los dos tipos de dentina fue similar, al igual que para las dos cerámicas con la dentina humana, pero sin embargo estos últimos mostraron diferencias estadísticamente significativas. En cuanto al coeficiente de absorción (K) encontraron diferencias significativas entre todos los grupos comparados, sin embargo, el comportamiento espectral fue similar en todos los casos, obteniendo mayores valores de K para longitudes de onda cortas, que descienden a medida que ésta aumenta. Por último, el comportamiento espectral de la transmitancia (T) mostró un crecimiento continuo en relación a longitud de onda, obteniendo por tanto

los mayores valores para las longitudes de onda largas. Diferentes tipos de cerámicas, basados principalmente en cerámicas de zirconia, han sido evaluados y continúan siendo objeto de evaluación, obteniendo resultados característicos y análogos a los comentados anteriormente (Shahmiri *et al.*, 2018; Schabbach *et al.*, 2021).

Del mismo modo se han caracterizado numerosas resinas de composite con aplicabilidad en la práctica clínica (Pecho *et al.*, 2016a; Pecho *et al.*, 2016b). Se encontró que S tiene un valor máximo a los 450 nm, a partir de donde los valores comienzan a decrecer, mientras que los valores de K y T tuvieron un comportamiento general semejante al descrito anteriormente para las cerámicas. No obstante, si se encontraron variaciones en el comportamiento espectral entre distintos shades con diferente translucidez. En la Figura 1.4 pueden observarse los resultados obtenidos por Pecho y colaboradores 2016 a modo de ejemplo (Pecho *et al.*, 2016a), para una mejor comprensión del comportamiento espectral de los mismos:

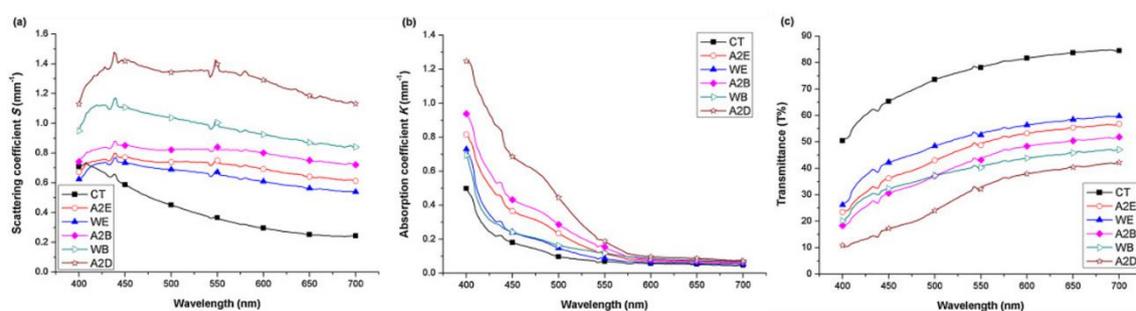


Figura 1.4. Valores de las propiedades ópticas S , K y T para diferentes tipos de resinas de composite. Imagen reproducida y adaptada de Pecho *et al.*, 2016a.

Por otro lado, las propiedades ópticas S , K y T de estructuras dentales naturales, han sido reportadas también mediante el uso de la teoría de K-M. A modo de ejemplo, un estudio evaluó secciones de dentina de 2 mm de espesor de los tres tipos generales de dientes: incisivos, caninos y molares (Pop-Ciutrla *et al.*, 2016a). Los mayores valores de S fueron obtenidos para las piezas caninas, mientras que los molares mostraron los resultados más altos de K y T . Los comportamientos espectrales de S y T fueron similares, aunque las diferencias entre ellos fueron estadísticamente significativas. Sin embargo, los valores de K obtenidos para los tres tipos de dientes no fueron estadísticamente

significativos. De esta manera se pudo concluir que el comportamiento óptico de las estructuras dentales naturales va a depender del tipo de pieza dental.

En los últimos años, se ha estudiado como afecta la implementación de materiales de última generación, como el grafeno, a las propiedades S , K y T , siendo aún necesario un progreso en el desarrollo de los mismos para su uso en odontología estética restauradora (Pérez *et al.*, 2017). Además, la inteligencia artificial, que es actualmente protagonista en muchos otros campos de la medicina, está permitiendo el desarrollo de nuevas tecnologías que posibilitan el diseño de nuevos materiales dentales de última generación, así como el desarrollo de modelos que permitan estimar con eficacia las propiedades ópticas de los materiales dentales (Butterhof & Ilie, 2021).

En cuanto a la translucidez, son muchos los estudios que la valoran en piezas dentales y diferentes tipos de materiales dentales, mediante el parámetro de translucidez (TP) o la relación de contraste (CR) (Johnston, 2014). Se ha observado como el proceso de polimerización de las resinas de composite puede afectar al TP , confirmando la influencia de la profundidad del curado, así como la composición de la matriz de resina de los composites en el valor de TP . Resultados análogos se han obtenido para materiales cerámicos, donde se ha podido observar que las diferencias en el proceso de sinterización juegan un papel fundamental en el valor final de TP . En un reciente estudio (Balci *et al.*, 2021), se han comparado siete tipos de resinas de composite diferentes presentes actualmente en el mercado, utilizando un único espesor de 1 mm, comparándolos con muestras de dentina y esmalte humanas, medidas todas hidratadas y deshidratadas, mediante el TP_{ab} . Los resultados obtenidos mostraron, de manera general, que los valores de TP_{ab} fueron superiores para todos los composites en comparación con las muestras de dentina y esmalte para las dos situaciones, observando que la hidratación aumentaba el valor de TP_{ab} , y que éste era dependiente del tipo de material. Además, es de gran interés el estudio de la estabilidad del TP de los materiales, donde se ha demostrado que va a depender fundamentalmente de la estabilidad del color que posean estos materiales (Sulaiman *et al.*, 2020a; Sulaiman *et al.*, 2020b). Del mismo modo la influencia del espesor de la muestra sobre el TP y CR ha sido ampliamente reportado (Tabatabaian *et al.*, 2020). Actualmente se trabaja en el desarrollo de resinas de composite de alta translucidez mediante el estudio del índice de refracción de los materiales que la componen (Kolb *et al.*, 2020; Oivanen *et al.*, 2021).

Diferentes estudios han cuantificado la opalescencia del esmalte de dientes humanos y bovinos (Lee, 2007; Schmeling *et al.*, 2012) mediante el parámetro de opalescencia (*OP-RT*). Estos estudios emplearon espectrofotómetros para la determinación de las coordenadas cromáticas de muestras con espesores que variaron desde los 0,7 mm a 1,3 mm. Se encontraron valores de *OP-RT* que oscilaron entre 10,6 y 19,0 para el esmalte bovino, y una media de 22,9 para el esmalte humano, aunque no se encontró correlación entre el espesor y los valores de *OP-RT*. Del mismo modo el parámetro *OP-RT* ha sido empleado para el estudio de la opalescencia de resinas de composite. Lee y colaboradores (Lee *et al.*, 2006b) obtuvieron valores de *OP-RT* para ocho resinas de composite diferentes, que oscilaron entre 5,2 y 16,5. Por otro lado, un amplio rango de valores de *OP-RT* (5,7 – 23,7) fue encontrado para diferentes resinas de composite, demostrando que los valores eran significativamente diferentes antes y después de la polimerización, mientras que por el contrario, los valores de *OP-RT* para cerámicas dentales fueron mucho más bajos y tuvieron un rango más compacto (1,6 – 7,1) (Lee, 2016a).

El fenómeno de opalescencia también ha sido analizado mediante un parámetro que evalúa las diferencias en las coordenadas a^* y b^* , medidas bajo fondos blanco y negro (*OP-BW*). En un estudio que valoró diferentes tipos de cerámicas CAD/CAM y diferentes shades, obtuvieron resultados comprendidos entre 3,0 y 7,6 (Della Bona *et al.*, 2014a). Otros autores (Tabatabaei *et al.*, 2019), usando este mismo parámetro, encontraron valores que oscilaron de 6,1 a 21,9 en dos tipos de resinas de composite diferentes, con espesores y shades distintos, concluyendo que tanto el espesor, como el tipo y la marca del composite afectan a las propiedades de opalescencia y fluorescencia. Mediante este parámetro se ha demostrado sobre muestras de resinas de composite y cerámicas, que al igual que la translucidez, el espesor de éstas tiene un influencia directa sobre el fenómeno de opalescencia (Unalan & Degirmenci, 2018; Valizadeh *et al.*, 2020).

Cabe señalar que los valores de opalescencia descritos tanto para resinas de composite, como para cerámicas, evaluados mediante los dos parámetros, difieren de los encontrados para las muestras de dentina humana, por lo que es un aspecto a mejorar aún en el diseño de nuevos materiales dentales.

1.6.2. Propiedades colorimétricas de materiales dentales

El color de los materiales dentales viene denominado por los fabricantes de acuerdo a una escala de colores de las guías dentales (“shade guides”). En estas guías se estipulan una serie de colores, denominados shades, a los que se adaptan los fabricantes para el diseño y la elaboración de los materiales en el ámbito colorimétrico. Sin embargo, se encuentran diferencias significativas entre shades con la misma denominación pero de diferentes fabricantes, pudiendo en algunos casos coincidir diferentes shades de diferentes fabricantes en sus coordenadas colorimétricas, por lo que es necesario una caracterización colorimétrica precisa de los nuevos materiales, hecho que se lleva a cabo en la práctica habitual actualmente.

Son numerosos los estudios que reportan las características cromáticas de diferentes tipos de cerámicas y resinas de composite, mediante los valores de sus coordenadas L^* , a^* y b^* , y analizando sus diferencias mediante las fórmulas de color CIELAB y CIEDE2000 (Arai *et al.*, 2021; Pop-Ciutrla *et al.*, 2021b). También, es de gran interés conocer la estabilidad del color de los materiales dentales, el cual se ve afectado por diferentes factores como son, el envejecimiento (Pedrosa *et al.*, 2021) y la ingesta habitual de diferentes bebidas, como las bebidas azucaradas, café, vino tinto, té o zumos naturales (Gawriołek *et al.*, 2020; Korkut & Haciali, 2020). Además, se han reportado cambios significativos en el color tanto en cerámicas dentales como en resinas de composite, que establecen una relación entre éstos y los procesos de sinterización y fotopolimerización respectivamente (Al-Zordk & Saker, 2020; Pedrosa *et al.*, 2021).

Por otro lado, es necesario conocer la capacidad de enmascaramiento de los composites, lo que hace referencia no solo a las características colorimétricas (Dalmolin *et al.*, 2021), sino también a las de traslucidez (Rusnac *et al.*, 2021), tratando de buscar materiales que sean capaces de, manteniendo su color propio, enmascarar el color sobre el que son aplicados, cuya capacidad va a depender directamente del background. De hecho, recientes investigaciones, han evaluado cómo afecta el color del background a la percepción visual del color del diente encontrando que el valor de los umbrales de color va a depender significativamente del background y, que disminuye su valor sobre fondos blancos (Pérez *et al.*, 2020; Medeiros *et al.*, 2021).

El reciente desarrollo de materiales con nuevas propiedades colorimétricas, como son los materiales group-shade y one-shade, ha requerido de la verificación de este nuevo tipo de tecnologías anunciadas por parte de los fabricantes. Un estudio determinó, entre diferentes tipos de resinas de composite, mediante mediciones con un espectrofotómetro y juicios visuales, que ciertos materiales group-shade tienen una mejor correspondencia del color de los shades que los materiales con shades individuales (Iyer *et al.*, 2021), del mismo modo que otro estudio obtuvo resultados semejantes mediante análisis por fotografía (de Abreu *et al.*, 2021). No obstante, no solo se ha estudiado la correspondencia del color de los shades de estos materiales. El potencial de adaptación del color es un parámetro muy representativo y de necesario estudio para comprender si realmente la tecnología desarrollada funciona, o los resultados obtenidos son debido a otro tipo de fenómenos. Diferentes autores han tratado de estudiar esta característica en materiales one-shade, mediante diferentes tecnologías y comparándolos con piezas dentales humanas, obteniendo mejores resultados para este tipo de materiales frente a materiales group-shade (Pereira Sanchez *et al.*, 2019; Kobayashi *et al.*, 2021).

En cuanto a la blancura, se han estudiado y caracterizado diferentes tipos de materiales dentales (Guan *et al.*, 2005; Lath *et al.*, 2007), pero fundamentalmente, han sido valorados los cambios de color dental debidos a tratamientos de blanqueamiento. Estos tratamientos están basados generalmente en agentes químicos que proporcionan una mayor blancura a las piezas dentales, la cual no es estable, remitiendo al cabo del tiempo, dependiendo del tipo de agente blanqueante y de su concentración (Lago *et al.*, 2017). También existen tratamientos basados en pastas de higiene dental (Luo *et al.*, 2007; Joiner *et al.*, 2008), con las que se encontró que la presencia de covarina azul aumenta significativamente los valores de blancura (Tao *et al.*, 2017). Recientemente se ha incorporado el índice de blancura específico para odontología WI_D como herramienta para la valoración del rendimiento de este tipo de tratamientos, así como su eficacia e inter-comparación entre diferentes técnicas y la estabilidad de las mismas (Della Bona *et al.*, 2019; Pecho *et al.*, 2019).

Hasta el momento, la inconstancia del color no ha sido estudiada de forma directa en el ámbito dental. Sin embargo, existen algunos trabajos aislados que han estudiado la influencia de las fuentes de iluminación sobre el color (Lee *et al.*, 2014). Por otro lado, se ha estudiado la interacción metamérica entre algunos tipos de materiales (Kim *et al.*,

2007), y entre éstos y la dentina (Lee & Powers, 2005), concluyendo que las diferencias de color entre éstos se vieron modificadas de manera significativa al modificar el iluminante. Además las piezas dentales han sido objeto de comparación respecto a los shades pertenecientes a las guías de color dental (Corcodel *et al.*, 2010), para estudiar su interacción metamérica.

Para finalizar es importante destacar las recomendaciones establecidas por la ISO/TR 28642:2016 (ISO, 2016) para la configuración de las medidas de color en el ámbito de la odontología estética restauradora. No obstante, cabe resaltar la presencia de trabajos que tienen como objetivo la armonización de diferentes configuraciones de medida instrumental, tratando de que los resultados, de diferencias de color en este caso, medidos bajo diferentes geometrías de medida/iluminación y un mismo dispositivo, así como mediciones realizadas con diferentes dispositivos en las mismas condiciones geométricas, puedan ser comparados entre sí (Paravina *et al.*, 2021).

Capítulo 2

MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS

El área de la odontología estética restauradora requiere de una continua evolución, debido a su propósito principal: la restauración y/o sustitución de las estructuras dentales naturales humanas mediante la aplicación de materiales dentales biomiméticos que simulen las propiedades de éstas, especialmente las ópticas y colorimétricas. Actualmente, el desarrollo de este tipo de materiales que sean capaces de sustituir con éxito las estructuras dentales naturales, no sólo a nivel de biocompatibilidad, sino a nivel de propiedades mecánicas y de semejanza estética, imitando las estructuras circundantes, es de gran interés clínico y social. Los avances en otras áreas con una gran influencia sobre la odontología estética restauradora, están permitiendo el desarrollo de nuevas tecnologías que posibilitan el diseño de nuevos materiales dentales de última generación, los cuales requieren de un estudio exhaustivo de sus propiedades ópticas y colorimétricas para poder entender su comportamiento durante y tras su aplicación clínica, para obtener su máximo rendimiento. Estos avances no solo afectan al desarrollo de nuevos materiales dentales, siendo el campo de la iluminación uno de los que más cambios está sufriendo actualmente debido al auge de las nuevas fuentes de luz LED. El análisis del comportamiento de las estructuras dentales bajo nuevos iluminantes, con distribuciones espectrales completamente diferentes de los iluminantes estándares utilizados hasta ahora, supone un reto de imprescindible conocimiento para el éxito de las restauraciones estéticas dentales en un futuro y, el desarrollo de nuevos materiales.

El estudio de las propiedades ópticas y colorimétricas de los biomateriales dentales representa un campo de investigación de especial relevancia dentro del área de la odontología restauradora. Este estudio requiere de una investigación traslacional y aplicada que compromete las áreas de Óptica, Odontología y Ciencias de los materiales. Con la presente Tesis Doctoral se pretende contribuir al conocimiento de este campo multidisciplinar así como al desarrollo industrial de nuevos biomateriales dentales y su posterior aplicación en la práctica clínica. Para ello, establecemos los siguientes objetivos:

2.1. Objetivo General

Caracterizar las propiedades ópticas y colorimétricas de biomateriales dentales de última generación y evaluar la apariencia de las estructuras dentales bajo los nuevos iluminantes LED propuestos por la CIE.

2.2. Objetivos Específicos

1. Evaluar las propiedades ópticas y colorimétricas de resinas de composite híbridas multicapa.
2. Evaluar las propiedades ópticas y colorimétricas de resinas de composite one-shade.
3. Evaluar la inconstancia del color de las estructuras dentales naturales bajo los iluminantes estándar convencionales A y D65, y los nuevos iluminantes LED propuestos por la CIE.

Chapter 2

MOTIVATION AND OBJECTIVES

The area of esthetic restorative dentistry requires continuous improvement, as its main purpose is the restoration and/or replacement of natural human dental structures through the application of biomimetic dental materials that simulate their properties, especially their optical and colorimetric properties. Currently, the development of this type of materials that are able to successfully replace natural dental structures, in terms of biocompatibility, mechanical properties and esthetic appearance, emulating the surrounding structures, is of high clinical and social interest. Advances in other areas with great influence on esthetic restorative dentistry, allowed the development of emerging technologies that enable the design of new generation of dental materials, which require an exhaustive study of their optical and colorimetric properties in order to better understand their behavior during and after their clinical application and so obtain their maximum performance. These advances not only affect the development of new dental materials, being illumination one of the fields of increasing interest, mainly due to the growing popularity of new LED light sources. The analysis of the behavior of dental structures under these new illuminants, with completely different spectral distributions from the standard illuminants used until now, is a key challenge for the success of dental esthetic restorations in the future and the development of new materials.

The study of the optical and colorimetric properties of dental biomaterials represents a field of research of particular relevance in the area of restorative dentistry. This study requires translational and applied research that involves mainly the areas of Optics, Dentistry and Materials Science. This PhD Thesis aims to contribute to the knowledge of this multidisciplinary field as well as to the industrial development of new dental biomaterials and their subsequent application in clinical practice. For this purpose, the following objectives were established:

2.1. Main Objective

To characterize the optical and colorimetric properties of new generation dental biomaterials and to evaluate the appearance of dental structures under the new LED illuminants proposed by the CIE.

2.2. Specific Objectives

1. To evaluate the optical and colorimetric properties of multilayer hybrid resin-based composites.
2. To evaluate the optical and colorimetric properties of one-shaded resin-based composites.
3. To evaluate the color inconstancy of natural teeth structures under conventional standard illuminants A and D65, and the new LED illuminants proposed by the CIE.

Capítulo 3

RESINAS DE COMPOSITE HÍBRIDAS MULTICAPA: PROPIEDADES ÓPTICAS Y COLORIMÉTRICAS

3.1. Material y método

3.1.1. Resina de composite híbrida multicapa

Descripción del material

Para la evaluación de las propiedades ópticas y colorimétricas de las resinas híbridas multicapa emplearemos el material Vita Enamic multiColor High Translucent (E-MC) (*Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania*). Esta resina de composite híbrida está basada en el material Vita Enamic (*Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania*) y, está fabricada en formato CAD/CAM mediante superposición de capas, tratándose del único material multicapa con gradiente de color desarrollado y comercializado en la actualidad. Este tipo de materiales está indicado para restauraciones indirectas. La Figura 3.1 muestra la imagen del bloque CAD/CAM de resina de composite híbrida multicapa E-MC prepolimerizado. En la Tabla 3.1 se muestran las especificaciones del material conforme a la información proporcionada por el fabricante.



Figura 3.1. Bloque CAD/CAM del material híbrido multicapa Vita Enamic multiColor High Translucent. Imagen reproducida de la guía de usuario del fabricante.

Conforme a las especificaciones del fabricante, la resina E-MC está basada en una matriz de composite infiltrada con partículas de cerámicas, por lo que se le puede atribuir la denominación PICN (Polymer-infiltrated ceramic-network) y, es por ello por lo que se le puede considerar un material híbrido.

Material	Fabricante	Contenido de relleno (wt%)	Partículas/Matriz*	Shade	Capas
Vita Enamic multiColor High Translucent (E-MC)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania	86,0	Cerámica feldespática	1M1-HT	E-MC 1
				1M2-HT	E-MC 2
				2M2-HT	E-MC 3
		14,0	UDMA, TEGDMA	3M2-HT	E-MC 4
				4M2-HT	E-MC 5
					E-MC 6

Tabla 3.1. Especificaciones del material híbrido multicapa E-MC.

Los datos expuestos en esta tabla fueron proporcionados por el fabricante.

*Cerámica feldespática: SiO₂ (58 wt%), Al₂O₃ (20 wt%), Na₂O (9 wt%), K₂O (4 wt%), B₂O₃ (0,5wt%), ZrO₂ (< 1%) y CaO (< 1%). UDMA, Dimetacrilato de uretano. TEGDMA, Trietilenglicol dimetacrilato.

Este tipo de materiales fue introducido con el objetivo de combinar las ventajas de las resinas de composite con las de las cerámicas, generando cierta controversia acerca de si considerarlas cerámicas o composites. Es por ello que este material, de manera concreta, ha sido estudiado estructuralmente y mecánicamente para su caracterización (Della Bona *et al.*, 2014b), revelando una red cerámica basada en leucita reforzada con zirconia interconectada a una matriz de polímeros, siendo considerada por tanto como una resina de composite, debido a la presencia de materiales inorgánicos y orgánicos. No obstante, el proceso de fabricación de este material es muy complejo, pues resulta de la combinación de los procesos de sinterización de las cerámicas y de la polimerización de las resinas de composite. Por todo esto, sus propiedades mecánicas resultaron caracterizadas entre porcelanas cerámicas y resinas de composite, tal y como era esperado dada su composición (Della Bona *et al.*, 2014b).

No obstante, aunque se han desarrollado diferentes tipos de PICN, E-MC es la única resina actualmente que incorpora diferentes capas, simulando un gradiente de color con el objetivo de asemejarse al gradiente de color presente en las estructuras dentales humanas. Existen otras resinas de composite en formato CAD/CAM que poseen un gradiente de color continuo, en el que vamos a encontrar concentraciones diferentes de las materias de refuerzo, pudiendo no ser partículas de cerámicas, y donde será más difícil una correcta reproducción de dicho gradiente (Facenda *et al.*, 2018). De manera general, se puede establecer que los PICN consiguen una resistencia superior en comparación con las diferentes resinas de composite con distintos tamaños de relleno (Coldea *et al.*, 2013), y ofrecen una dureza inferior a las cerámicas convencionales (Hao *et al.*, 2018).

El material E-MC dispone de cinco colores o shades: 1M1-HT, 1M2-HT, 2M2-HT, 3M2-HT y 4M2-HT. Las siglas –HT (“High Translucency”) hacen referencia a una alta translucidez, siendo el grado medio de translucidez desarrollado por el fabricante de un total de tres grados para el material básico Vita Enamic. Sin embargo, para E-MC solo se encuentra disponible este grado. La notación del material, 1M1, 1M2, 2M2, 3M2 y 4M2 hace referencia a la clasificación de shades de la guía clínica Vita 3D Master (*Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania*) y se trata de los cinco shades más representativos para dicha guía de color. Cada shade a su vez está compuesto por 6 capas, que en orden de cervical a incisal fueron denominadas para este estudio como: E-MC 1, E-MC 2, E-MC 3, E-MC 4, E-MC 5 y E-MC 6 (Figura 3.2).

Fabricación de muestras

El proceso de fabricación de muestras que se describe a continuación fue desarrollado en su totalidad en el laboratorio del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada.

Dicho proceso de elaboración de las muestras de este material híbrido multicapa fue realizado acorde a su formato de fabricación en bloques CAD/CAM prepolimerizados, con unas dimensiones de 14,0 mm x 12,0 mm x 18,0 mm. A partir de estos bloques se realizaron cortes mediante una sierra de precisión Accutom-50 (*Struers, Ballerup, Dinamarca*), basada en un disco de diamante a baja velocidad refrigerado por agua, para la obtención de láminas de espesor aproximado (Figura 3.3). Posteriormente las láminas fueron pulidas hasta obtener espesores de 0,5 mm, 1,0 mm y 1,5 mm ($\pm 0,1$ mm), valores usuales en la práctica clínica, mediante el pulido de ambas superficies con una pulidora manual LaboPol-4 (*Struers, Ballerup, Dinamarca*). Para el pulido se usó papel de carburo de silicio humedecido con agua destilada aumentando el número de grano para finalizar con el esmerilado de ambas caras (400-, 600-, 800- y 1200-) hasta obtener el grosor final deseado.

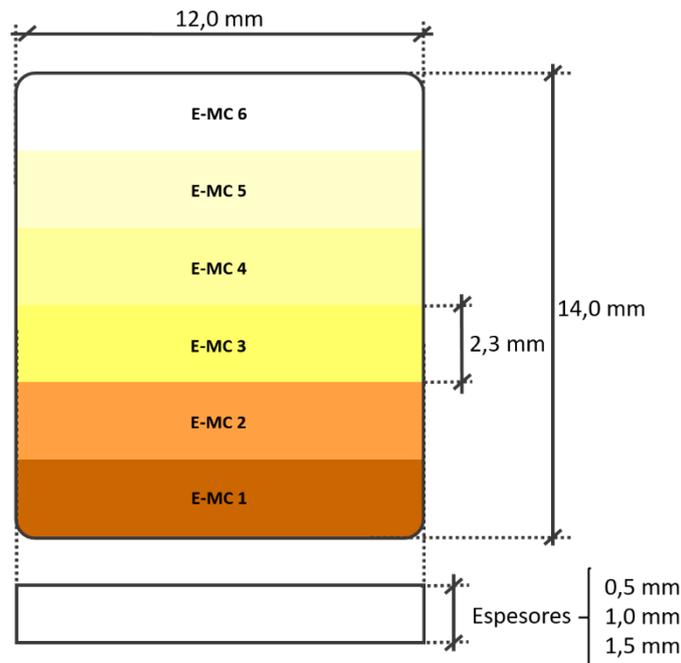


Figura 3.2. Formato de las muestras del material híbrido multicapa E-MC.

Tres zonas aleatorias de cada espécimen fueron medidas usando un calibre digital (*Mitutoyo, Europe GmbH, Alemania*) para garantizar el espesor de cada muestra. El proceso de sección de los bloques, así como algunas secciones, pueden visualizarse en la Figura 3.3. Tras la finalización del proceso todas las muestras fueron conservadas en agua destilada a 37°C durante 24 horas en una cámara oscura. Antes de las medidas espectroradiométricas, fueron limpiadas empleando una cubeta de ultrasonidos *Elmasonic S30H (Elma Schmidbauer, Singen, Alemania)* con agua destilada durante 10 minutos y limpiadas con una gasa estéril por el mismo operador.

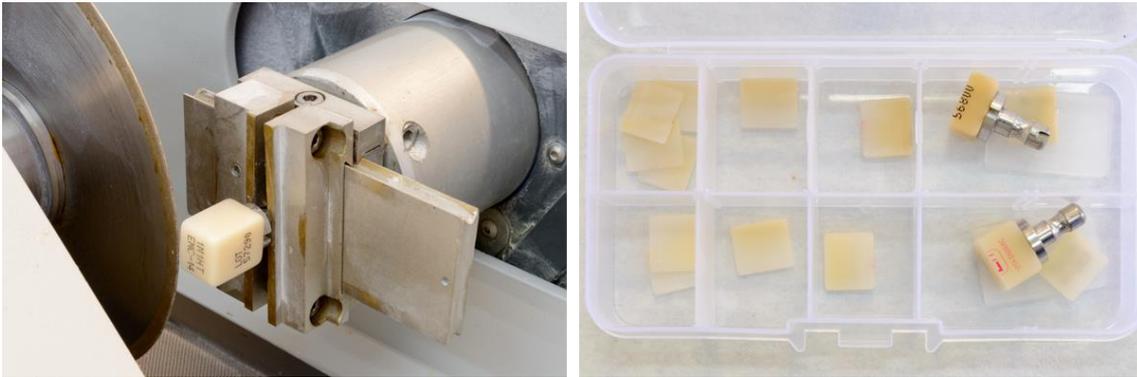


Figura 3.3. Proceso de elaboración de láminas de bloques CAD/CAM del material híbrido multicapa E-MC.

3.1.2. Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral

Las medidas de las reflectancias espectrales, así como el cálculo de resultados y su posterior análisis, fueron llevados a cabo en el “Laboratory of Biomaterials Optics” (LBO) del Departamento de Óptica de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada, el cual es autosuficiente para el desarrollo de las medidas que se especifican a continuación.

La Figura 3.4 muestra un esquema del montaje experimental desarrollado para la medida de la reflectancia espectral. Este montaje dispone de un espectroradiómetro y una fuente de iluminación simuladora del iluminante estándar CIE D65 (CIE, 2019), con salida mediante una fibra óptica bi-flujo siguiendo la geometría de iluminación/medición CIE 45°/0°, de acuerdo a las recomendaciones de la CIE (CIE, 2019), situando el espectroradiómetro siempre a una distancia de 40 cm.

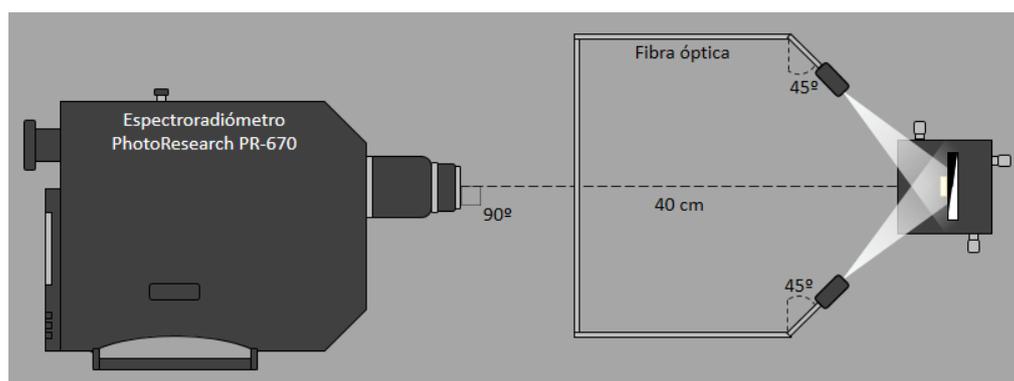


Figura 3.4. Esquema de la geometría de iluminación y medida CIE 45°/0°.

A continuación, se describen los elementos y la configuración del montaje experimental:

1. Espectroradiómetro:

Espectroradiómetro SpectraScan PR-670: (*Photo Research Inc., Chatsworth, CA, EEUU*). Es un dispositivo basado en un sistema óptico tipo Pritchard, reconocido como uno de los más precisos en la actualidad, el cual permite al usuario observar el plano de imagen con la superposición de la zona a medir. Además, este sistema minimiza al 1%

los errores de polarización. Incorpora un objetivo MacroSpectar MS-75 (*Photo Research Inc., Chatsworth, CA, EEUU*) de 75 mm y f/2,8, que proporciona una capacidad de aumento desde 1:4 a ∞ . El dispositivo consta de 4 aperturas de medida (1° , $1/2^\circ$, $1/4^\circ$ y $1/8^\circ$) y realiza mediciones en el espectro visible (380-780 nm) cada 2 nm. Este tipo de dispositivo ha sido ampliamente utilizado en trabajos de investigación en el ámbito de la odontología estética restauradora.

Software SpectraWin 2.4.3: (*Photo Research Inc., Chatsworth, CA, EEUU*). Se trata del software que proporciona el fabricante para el uso y manejo del espectroradiómetro SpectraScan PR-670, mediante el que se obtienen y se previsualizan los valores de reflectancia. Mediante este software se realiza la configuración de las medidas, teniendo en cuenta las siguientes variables: tipo de medida (reflectancia), iluminante, tamaño de la apertura de medida, tiempo de exposición y rango de longitud de onda (λ) de medida. Del mismo modo dicho software posibilita la opción de realizar diversos cálculos: valores triestímulo XYZ, coordenadas cromáticas de diversos sistemas de cromaticidad (CIE 1931, CIE 1960, CIE 1976), longitud de onda predominante o pureza colorimétrica, entre otros.



Figura 3.5. SpectraScan PR-670 utilizado para la medida de las reflectancias espectrales.

2. Lámpara de arco de Xenon: (*Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU*), instalada en una estructura de carcasa 67001 (*Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU*), y conectada con una fuente de alimentación OPS-A500 (*Oriel Research, Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU*). Esta lámpara (modelo 6259) está constituida por xenón purificado a 5-20 bares, triplicándose esta presión durante el funcionamiento de la misma. Consta de una potencia de 300 W y un tamaño de arco

efectivo de 0,7 mm x 2,4 mm con el ánodo en la parte superior. El espectro de esta lámpara es caracterizado por ser similar a la luz solar, siendo indicado su uso para su simulación, cuyo espectro de irradiancia puede verse en la Figura 3.6. En su conjunto, esta fuente de iluminación permite una salida mediante fibra óptica, utilizando un accesorio específico.

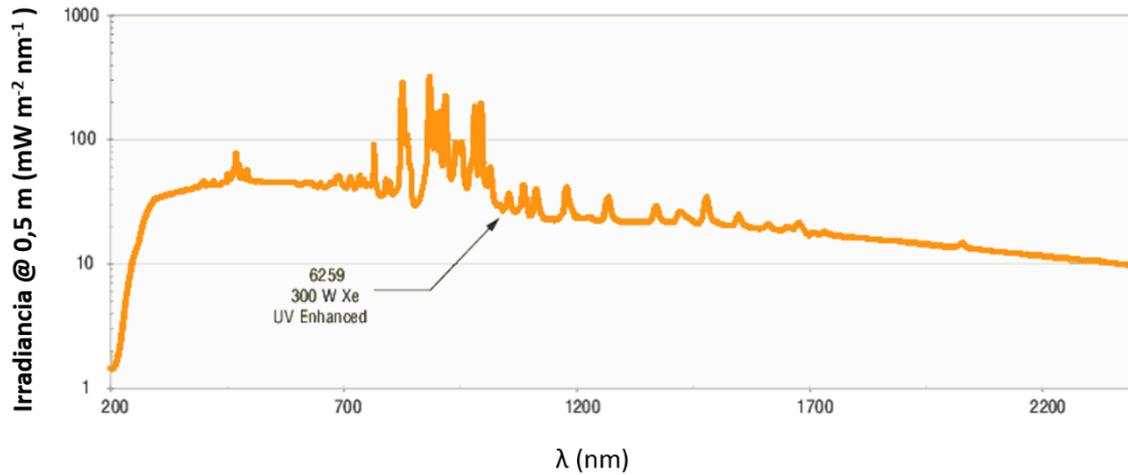


Figura 3.6. Irradiancia espectral de la lámpara de arco de Xenon.
Imagen reproducida del manual de usuario del fabricante.

3. Fibra óptica doble: (P/N/77565, Oriel Research, Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU). Es una fibra óptica bifurcada, consta de una entrada y dos salidas, de sílice fundida de alta calidad, diseñada para producir dos salidas uniformes. Tiene una apertura numérica de 0,22 y cada bifurcación recibe el 43% de la energía total incidente.

4. Soporte de desplazamiento tridimensional: (MAXYZR-60 LP-H, Optics Focus Instruments Co., Ltd., Beijing, China). Está dotado con tres rodillos de desplazamiento transversal que habilitan un movimiento tridimensional a lo largo de los ejes X, Y, Z. Cada uno de los rodillos posee una sensibilidad micrométrica (0,1 mm), lo que permite un ajuste total de la posición de la muestra. Además, incorpora un sistema de desplazamiento angular, transversal al eje Z, con una sensibilidad de 10', permitiendo así asegurar que la superficie de medida se encuentre perpendicular a la posición de observación del espectroradiómetro.

5. Backgrounds: (*Lucideon, Staffordshire, Inglaterra*). Las medidas de la reflectancia espectral fueron realizadas, para todos los biomateriales dentales, sobre dos fondos de cerámica acromática de 50 mm x 50 mm, los cuales están diseñados para la medida del color, siendo las coordenadas cromáticas del blanco: $L^* = 95,74$; $a^* = 0,04$; $b^* = 3,58$; y para el negro: $L^* = 23,26$; $a^* = -0,33$; $b^* = -0,98$. En la figura 3.7 se detallan las reflectancias espectrales, en relación al blanco de referencia que se especifica en el punto 6, de ambos backgrounds de cerámica.

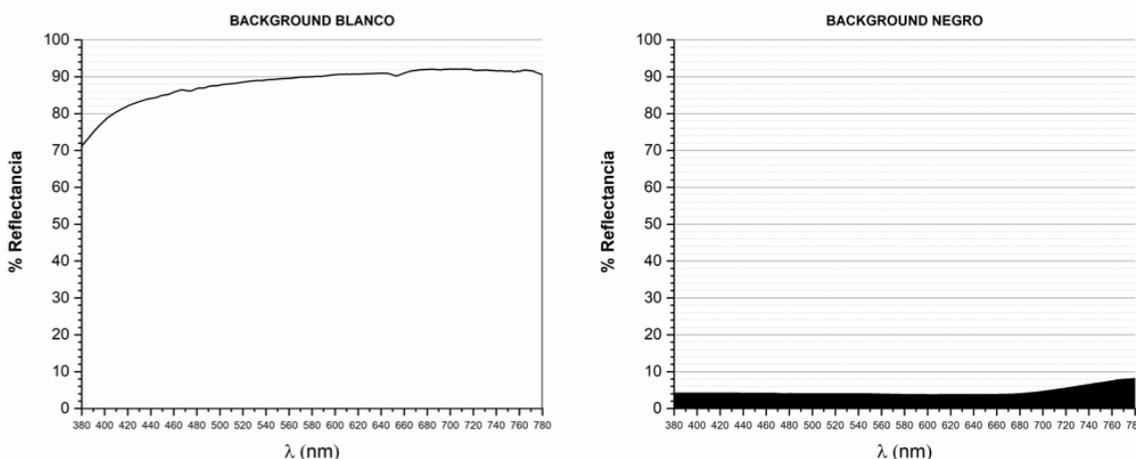


Figura 3.7. Reflectancia espectral de los backgrounds blanco y negro utilizados.

6. Blanco de referencia: (*OPST3-C, Optopolymer, Alemania*). Se trata de un blanco de referencia estándar calibrado, de reflectancia al 98% y fabricado en sulfato de bario ($BaSO_4$).

El espectroradiómetro fue posicionado sobre un banco óptico (*Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU*) y este a su vez sobre un tablero óptico (*Newport Stratford Inc., Franklin, MA, EEUU*) (Figura 3.8). Para posibilitar el posicionamiento de los diferentes dispositivos, fue necesario diseñar y elaborar diferentes piezas de soporte individualizadas y específicas para cada uno de ellos (Figura 3.9). El diseño fue realizado mediante el software CAD SolidWorks Premium 2016 (*SolidWorks Corp, Dassault Systèmes S.A., Suresnes, Francia*), un software de diseño asistido para modelado mecánico 3D.

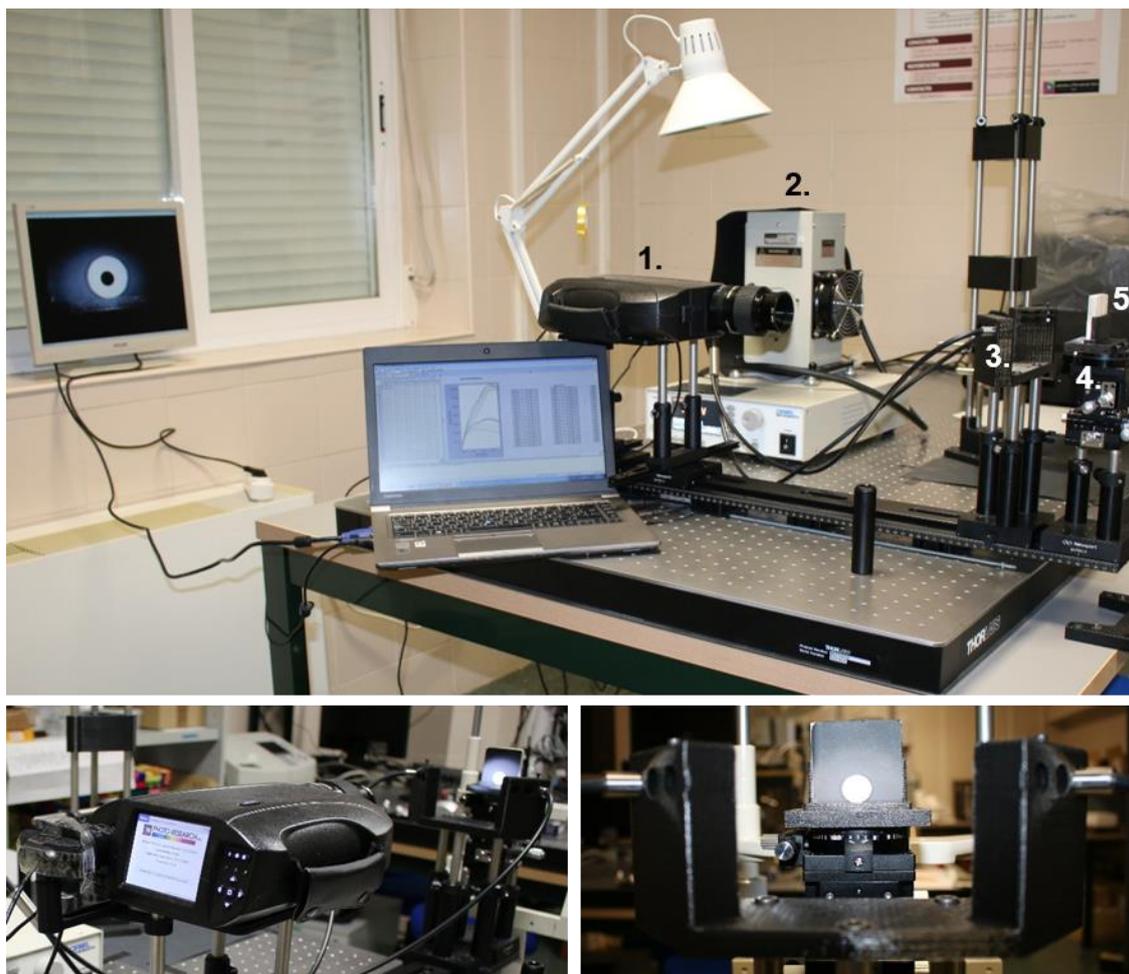


Figura 3.8. Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral de materiales dentales con el espectroradiómetro SpectraScan PR-670.

Las piezas de soporte individualizadas fueron impresas en una impresora Prusa i3 Psique Steel 3D (Createc4 S.C.A., Granada, España), basada en un sistema de adición de polímeros, extruyendo un filamento (generalmente de PLA – ácido poliláctico, aunque puede utilizarse también ABS – acrilonitrilo butadieno estireno), que va depositándose en la cama caliente, capa sobre capa para crear el objeto sólido diseñado. Todas las piezas de soporte fueron realizadas en PLA, debido a que se trata de un material biodegradable, pues deriva de materias primas naturales y renovables y, en color negro minimizando de esta manera la posibilidad de reflectancias secundarias en el entorno del montaje. Todas las variables en relación a la impresión 3D de las piezas, fueron seleccionadas mediante el software Ultimaker Cura 3.2.1 (Ultimaker BV, Utrecht, Países Bajos), como la altura de capa, grosor de paredes, densidad de relleno, temperatura, velocidad o soporte, entre otras.

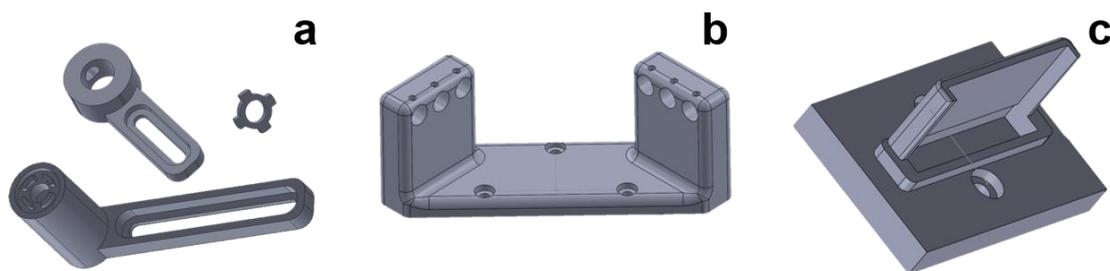


Figura 3.9. Piezas de soporte diseñadas e impresas en 3D para el posicionamiento de elementos del montaje experimental.

a. Soporte para la adaptación de la cámara web al ocular del espectroradiómetro; b. Soporte doble de fibras ópticas a 45°; c. Soporte para backgrounds y muestras.

Una vez el espectroradiómetro, las fibras y el soporte de desplazamiento de muestras fueron adaptados al banco óptico mediante las piezas impresas 3D, se procedió al acoplamiento de una cámara web al ocular del espectroradiómetro, conectada a su vez a un monitor auxiliar para obtener una visión directa de las muestras que facilitase su colocación. El monitor fue colocado a 2 metros del soporte de las muestras y el brillo y el contraste fueron configurados para que la intensidad luminosa fuera mínima, evitando así una “contaminación” lumínica sobre la muestra objeto. La influencia del mismo fue valorada sobre ambos backgrounds utilizando muestras aleatorias para comprobar si existía o no una influencia de la misma sobre la medida de la reflectancia espectral, obteniendo una variabilidad en las medidas comparadas con y sin monitor, similar a la sensibilidad del instrumento.

Por último, para la puesta a punto del montaje experimental, todos los elementos del mismo fueron alineados empleando un diodo láser y, la horizontalidad y verticalidad de estos fue asegurada mediante un nivel. Así mismo, las posiciones del espectroradiómetro y el soporte de desplazamiento tridimensional fueron fijadas. Posteriormente se realizaron mediciones de diferentes cerámicas calibradas (*Lucideon, Staffordshire, Inglaterra*) con valores de reflectancia espectral conocidos, para comprobar y validar el dispositivo experimental en su conjunto.

3.1.3. Protocolo de medida

1. En primer lugar, se regularizó y estabilizó la temperatura ambiente del laboratorio donde se llevarían a cabo posteriormente las medidas espectroradiométricas de la reflectancia espectral, de acuerdo a las indicaciones de los fabricantes de la lámpara y el espectroradiómetro para un funcionamiento correcto y estable de ambos dispositivos.

2. La lámpara se conectó con una antelación previa mínima de 20 minutos al comienzo de la medición, para asegurar la estabilización de su potencia (~290 W) así como su temperatura. De esta forma, se evitan las posibles oscilaciones debido a su calentamiento. Seguidamente se procedió a apagar y/o tapar cualquier otro tipo de iluminación en la habitación, evitando así una posible influencia sobre la muestra.

3. Una vez estabilizado el entorno y comprobado el alineamiento de los dispositivos que forman el montaje experimental, se aseguró la posición de los elementos. Esto se hizo ubicando el espectroradiómetro a 40 cm de la superficie de la muestra a medir (asegurando de esta forma que el área de medida sería siempre constante) y ubicando el soporte de las fibras ópticas en el punto en el que la luminancia medida por el espectroradiómetro, a 40 cm, sobre el blanco de referencia, fuese máxima.

4. Se realizó la medida de la fuente de iluminación utilizando el blanco de referencia *OPST3-C*.

5. Seguidamente, el blanco de referencia sería sustituido por el background correspondiente (blanco o negro), junto a la muestra objeto de medir, quedando ubicada la superficie libre en el mismo plano que el blanco de referencia. Entre ambos elementos se colocó una solución de sacarosa saturada ($C_{12}H_{22}O_{11}$), con una concentración del 67% y un índice de refracción de ~1,5, como medio de contacto entre ellos.

6. Se realizarían 3 medidas consecutivas de la reflectancia espectral por capa de cada muestra, con un tiempo de exposición adaptativo, sobre cada background y empleando un tamaño de apertura de $1/8^\circ$ debido a la superficie de cada capa.

7. Los datos recogidos se obtuvieron en formato *.swb, para su posterior reproducción en el software SpectraWin 2.0, y fueron exportados en formato *.csv.

3.1.4. Cálculo y análisis de las propiedades ópticas y coordenadas cromáticas

Las reflectancias espectrales medidas sobre los backgrounds blanco y negro fueron consideradas para el cálculo de las propiedades ópticas S , K y T mediante la teoría de K-M de acuerdo a las expresiones descritas en el apartado 1.3.2.

Además, estas reflectancias se convirtieron en las coordenadas de color CIELAB L^* , a^* y b^* utilizando el Observador Patrón CIE 2° y el iluminante estándar CIE D65 (CIE, 2019). Estas coordenadas cromáticas serían empleadas para el cálculo de los parámetros de TP , definidos en las expresiones 1.5 y 1.6.

Del mismo modo, las coordenadas sobre el background negro fueron empleadas para el cálculo de las coordenadas polares C^* y h° mediante las expresiones 1.13, así como para la evaluación de las diferencias de color, mediante las fórmulas ΔE_{ab} y ΔE_{00} descritas en el apartado 1.4.2, entre las diferentes capas, shades y espesores. Los resultados de las ΔE serán interpretados en base a sus respectivos umbrales 50:50% de perceptibilidad y aceptabilidad ($PT_{ab} = 1,2$; $AT_{ab} = 2,7$; $PT_{00} = 0,8$; $AT_{00} = 1,8$) (Paravina *et al.*, 2015).

De forma similar, las diferencias de translucidez fueron evaluadas de acuerdo a la expresión 1.7, empleando ambas fórmulas. Los resultados fueron interpretados en base a sus respectivos umbrales 50:50% de perceptibilidad y aceptabilidad ($TPT_{ab} = 1,33$; $TAT_{ab} = 4,43$; $TPT_{00} = 0,62$; $TAT_{00} = 2,62$) (Salas *et al.*, 2018).

La computación de los cálculos de las propiedades ópticas, y las coordenadas colorimétricas se llevó a cabo mediante la implementación de las ecuaciones correspondientes en un algoritmo desarrollado mediante el software de cálculo Matlab R2014a (*Matlab 8.3.0.532, Mathworks, EEUU*). Del mismo modo, la mayoría de las representaciones gráficas fueron realizadas mediante el software OriginPro 2018 (*OriginLab Corporation, Northampton, EEUU*).

Comparaciones de las propiedades ópticas S , K y T , entre las diferentes capas (E-MC 1 – E-MC 6), shades (1M1 – 4M2) y espesores (0,5 – 1,5 mm), fueron realizadas para su análisis estadístico. En primer lugar, se aplicó un test de homogeneidad de la varianza para evaluar la distribución de los grupos muestrales a valorar (test de Levene;

$\alpha \leq 0,05$). Dado que las condiciones de normalidad y homogeneidad no resultaron satisfechas para todos los grupos objeto de comparación, en cada uno de los análisis individuales, se procedió a la aplicación de un test no paramétrico. Se realizó un análisis general de las variables objeto mediante el test de comparación de muestras independientes de Kruskal-Wallis, el cual nos ofreció las variables en las que existían diferencias estadísticamente significativas para $p \leq 0,05$. Una vez identificadas dichas variables, se procedió al análisis independiente de cada variable mediante la comparación por pares entre cada una de las capas, shades y espesores a valorar. Para ello se llevó a cabo el test estadístico Mann-Whitney, mediante el que se compararon las diferentes capas de un mismo shade y espesor, las capas iguales de diferentes shades con igual espesor, y los diferentes espesores de una misma capa y shade. Posteriormente, el p -valor fue ajustado según el número de comparaciones efectuadas de acuerdo a la corrección de Bonferroni (Glickman *et al.*, 2014), considerando de esta forma un p -valor más restrictivo y disminuyendo la probabilidad de obtener un falso positivo entre todas las comparaciones. Por tanto, el valor p -valor a partir del que se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas fue $p < 0,001$. Este análisis estadístico fue realizado mediante el software de análisis estadístico estándar Statistical Package for the Social Sciences (*SPSS Statistics 20.0.0, IBM Armonk, New York, EEUU*).

Además, para evaluar el comportamiento espectral de las propiedades ópticas analizadas S , K y T de las diferentes capas, shades y espesores, se utilizó el coeficiente VAF (*Variance Accounting For*) aplicando la desigualdad de Cauchy-Schwarz, que se define de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$VAF = \frac{\left(\sum_{k=\lambda_{380}}^{\lambda_{780}} a_k \cdot b_k\right)^2}{\left(\sum_{k=\lambda_{380}}^{\lambda_{780}} a_k^2\right) \left(\sum_{k=\lambda_{380}}^{\lambda_{780}} b_k^2\right)} \quad 3.1$$

donde a_k y b_k son los valores de la propiedad óptica de cada una de las dos muestras (a y b) a comparar. Este parámetro evalúa la uniformidad entre dos curvas a comparar a lo largo del rango espectral indicado, con valores comprendidos entre 0 - 100%. Valores próximos a la unidad, indican un comportamiento espectral similar.

Por otro lado, para estudiar las diferencias entre capas, shades y espesores de las coordenadas cromáticas L^* , a^* , b^* , C^* y h^o , así como el parámetro de TP , se llevaron a

cabo test estadísticos diferentes dada la distribución normal de las variables objeto de análisis. En primer lugar, se realizó un test de análisis de la varianza (ANOVA), que permitió identificar las variables en las que existieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Posteriormente, dado el carácter de las variables objeto de análisis, cada una de estas variables fue analizada individualmente entre sus diferentes subgrupos para su estudio mediante la diferencia menos significativa (LSD) de Fisher para comparaciones múltiples ($p < 0,05$), utilizada para crear intervalos de confianza para todas las diferencias entre las medias de los niveles de los factores. Este test permitió identificar entre que capas, shades y espesores existieron diferencias estadísticamente significativas.

3.2. Resultados y discusión

3.2.1. Propiedades ópticas

Scattering

La Figura 3.10 muestra, a modo de ejemplo, los valores medios y SD del coeficiente de scattering (S) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) y, para cada uno de los espesores estudiados (a: 0,5 mm; b: 1,0 mm; c: 2,0 mm), de los shades 1M1 y 2M2.

Todas las capas de los shades estudiados 1M1-HT, 1M2-HT, 2M2-HT, 3M2-HT y 4M2-HT y, para cada uno de los espesores, mostraron un comportamiento espectral similar con un rango del valor del coeficiente VAF comprendido entre 95,38% y 99,99%.

No obstante, aunque el comportamiento espectral fue similar, se encontraron diferencias significativas ($p < 0,001$) entre los valores de las capas, shades y espesores. Para todos los shades, E-MC 1 mostró los mayores valores de S , disminuyendo secuencialmente y con diferencias estadísticamente significativas desde la capa más cervical (E-MC 1) hacia la más incisal (E-MC 6) ($p < 0,001$), en los tres espesores analizados. 1M1 mostró, para cada una de las capas, los mayores valores del scattering y, éstos disminuyen significativamente conforme el shade era menos luminoso y más cromático (de acuerdo a la clasificación de la guía Vita 3D Master, 1M1 \rightarrow 4M2), mostrando el mismo comportamiento para los tres espesores estudiados. Este comportamiento podría ser debido principalmente a las variaciones en la estructura y composición de las capas, que van a diferir según la cantidad y tipo de pigmentos (Brodbelt *et al.*, 1980).

Si nos centramos en el espesor (Figura 3.10), el scattering es más importante para el espesor de 1,0 mm, independientemente del shade y capa analizados. Además, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) entre los tres espesores analizados para todos los shades y capas estudiados. De este modo, se puede observar que existe una dependencia de los valores de S en relación a la capa, shade y espesor de la muestra analizada.

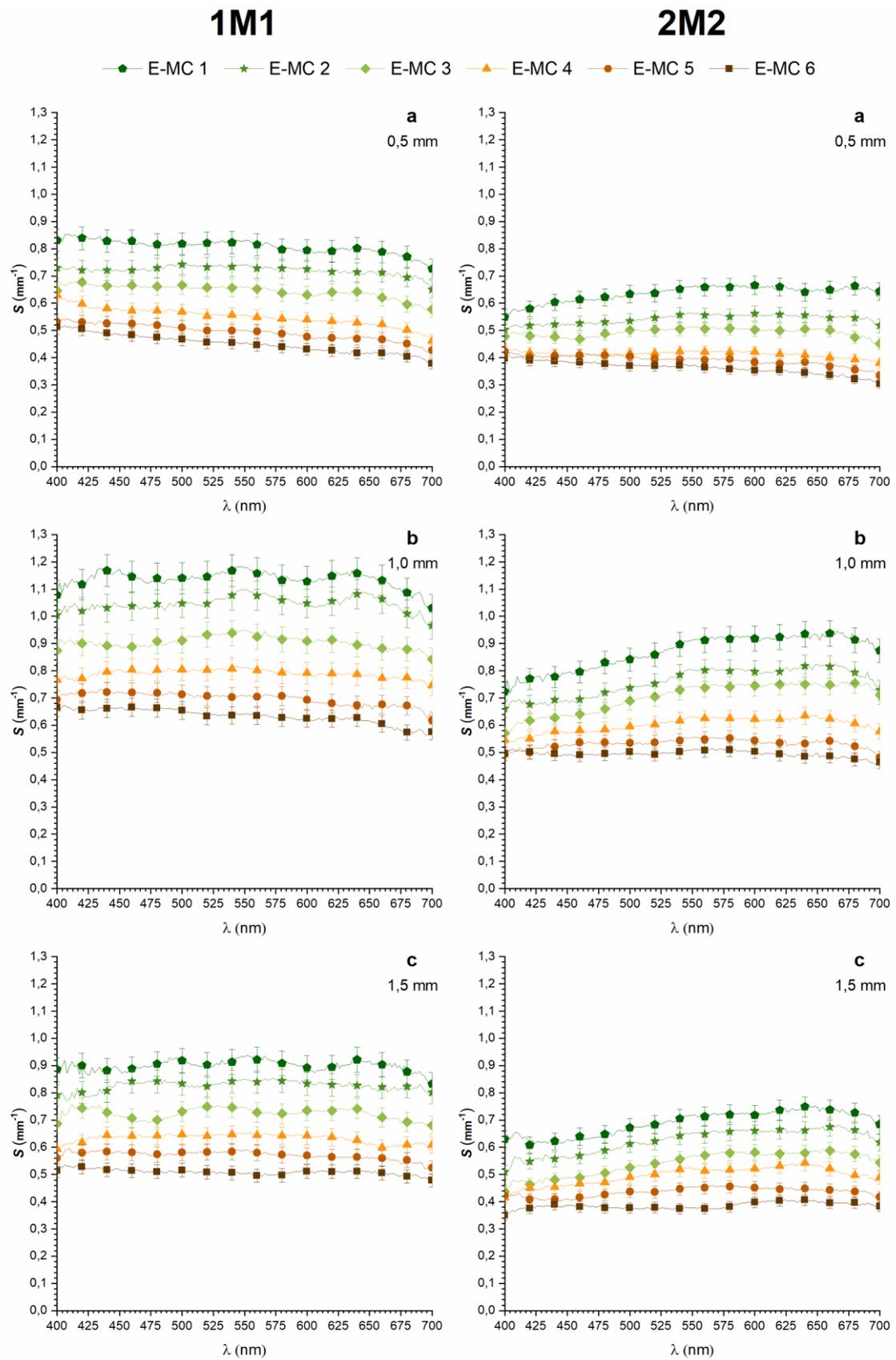


Figura 3.10. Valores medios y SD del coeficiente de scattering (S) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.

Absorción

Los valores medios y SD del coeficiente de absorción de los shades 1M1 y 2M2, para los espesores 0,5 mm – 1,0 mm – 1,5 mm (a, b y c respectivamente) se muestran en la Figura 3.11. Todas las capas de todos los shades estudiados 1M1-HT, 1M2-HT, 2M2-HT, 3M2-HT y 4M2-HT y, para cada uno de los espesores, mostraron un comportamiento espectral similar con un rango del valor del coeficiente VAF comprendido entre 85,00% y 99,99%. La absorción es mayor para longitudes de onda cortas, decreciendo el valor de K rápidamente hasta 550 nm. A partir de 550 nm, los valores de K disminuyen suavemente. También, cabe destacar que mientras para longitudes cortas y medias los valores de K difieren para cada capa, para longitudes de onda largas, los valores de K prácticamente se solapan, si se consideran los intervalos de las SD.

Si consideramos las tres variables objeto de análisis (capas, shades y espesores), para el estudio de K , sólo encontramos diferencias significativas en algunas de ellas. Así, si nos centramos en las diferencias en el valor de K para cada capa, encontramos que los mayores valores de absorción se presentan para las capas E-MC 1 de cada shade, decreciendo secuencialmente, sin hallar diferencias estadísticamente significativas ($p \geq 0,001$) de forma general, hasta las capas E-MC 6 de cada shade, donde se obtuvieron los valores mínimos. Por otra parte, sí se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) entre los valores de K de cada capa cuando son comparadas entre shades con igual espesor. El shade 1M1 presenta los menores valores, aumentando significativamente con la disminución de luminosidad y aumento de la cromaticidad de los shades, recogiendo los valores máximos para todas las capas en el shade 4M2 ($p < 0,001$). Además, en este sentido se observó también un aumento en el rango de valores comprendido entre la capa cervical a la incisal (1M1 \rightarrow 4M2). Este resultado es coherente debido a las variaciones de pigmentos entre los diferentes shades y habiéndose reportado previamente la importancia de éstos en la absorción de la luz (Pop-Ciutrila *et al.*, 2016b).

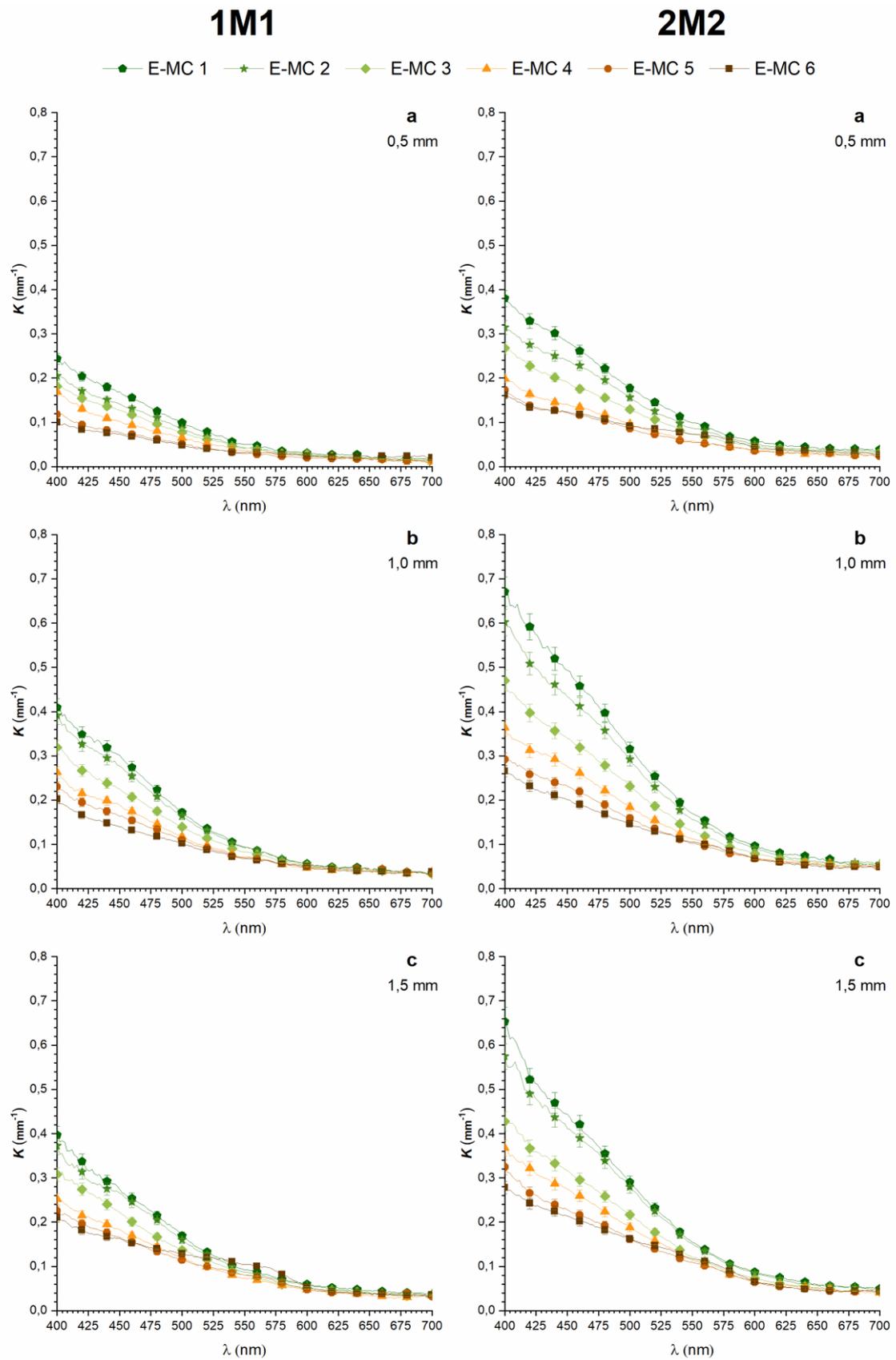


Figura 3.11. Valores medios y SD del coeficiente de absorción (K) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.

Por último, se puede observar un considerable aumento, estadísticamente significativo ($p < 0,001$), de los valores obtenidos para 1,0 mm en comparación con el espesor 0,5 mm. Sin embargo, estos valores permanecen constantes al aumentar el espesor de 1,0 mm hasta 1,5 mm, lo que es respaldado por el análisis estadístico, ya que no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p \geq 0,001$) al contrastar los valores de K entre los espesores 1,0 - 1,5 mm para capas equivalentes de shades iguales.

Transmitancia

En la Figura 3.12 se representan los valores medios y SD de la transmitancia ($T\%$) para todas las capas de los shades 1M1 y 2M2, diferenciando los tres espesores analizados. El rango de valores del VAF de la comparación de todos los shades, capas y espesores fue de 88,89% a 99,99%, indicando la similitud del comportamiento espectral. Se observa un aumento de la transmitancia con el aumento de la longitud de onda. Este comportamiento era esperable, debido al mayor valor de la absorbancia para cortas longitudes de onda.

Si nos centramos en el tipo de shade y, como cabe esperar, E-MC 6 mostró los mayores valores de $T\%$ para todos los shades y espesores en todas las longitudes de onda, disminuyendo de forma secuencial con diferencias estadísticamente significativas al desplazarnos hacia las capas cervicales ($p < 0,001$). Del mismo modo, se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre todos los espesores al comparar capas equivalentes entre todos los shades ($p < 0,001$). El valor de $T\%$ disminuye para los shades menos luminosos y más cromáticos (1M1 \rightarrow 4M2). El espesor también fue un factor que mostró diferencias estadísticamente significativas, ya que $T\%$ disminuyó significativamente ($p < 0,001$) para todas las capas y shades semejantes al aumentar el espesor.

Del mismo modo sucede con los valores de $T\%$ obtenidos, donde se encontraron valores inferiores para los mayores valores de S y K . Además, cabe destacar que los valores de S prevalecieron sobre K en longitudes de onda superiores a 420 nm, por lo que se puede determinar que S es el parámetro más determinante en la transmitancia de las diferentes muestras del material.

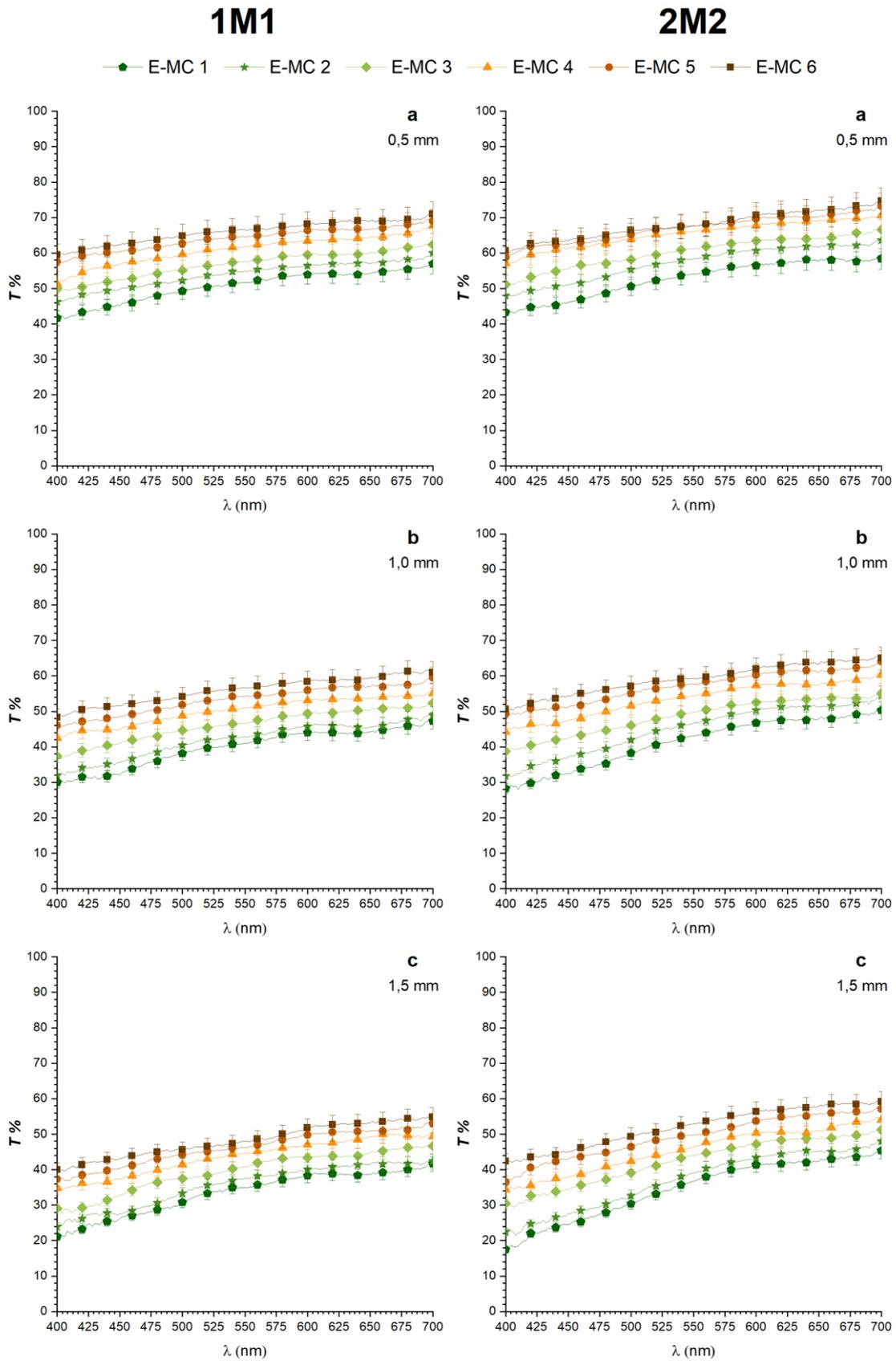


Figura 3.12. Valores medios y SD de transmitancia (T%) para todas las capas (E-MC 1 – E-MC 6) de los shades 1M1 y 2M2.

La estructura química de un material dental dicta las propiedades mecánicas y ópticas del mismo (Della Bona *et al.*, 2014a). El óxido de hierro (Fe_2O_3) y el hidróxido de hierro ($\text{FeO}(\text{OH})$), que proporcionan pigmentos rojos y amarillos, respectivamente, se utilizan en las composiciones de los materiales dentales para obtener tonos similares a los de las estructuras dentales naturales (Emami *et al.*, 2005; Klapdohr & Moszner, 2005). Los óxidos metálicos, como el dióxido de circonio (ZrO_2), el dióxido de titanio (TiO_2) y el dióxido de aluminio (Al_2O_3) se añaden habitualmente para obtener materiales compuestos opacos (Yoshida *et al.*, 2001; Klapdohr & Moszner, 2005). Por tanto, las diferencias en los valores de S , K y $T\%$ encontradas entre diferentes capas del mismo shade, así como entre capas equivalentes y diferentes shades, considerando siempre un mismo espesor, podrían estar relacionadas con las variaciones en la estructura y composición de estas capas.

Traslucidez

La Tabla 3.2 muestra los valores medios de los parámetros de translucidez de TP_{ab} y TP_{00} y sus SD obtenidos para todas las capas, de los diferentes shades, de los tres espesores analizados. El rango de valores fue 9,61 – 33,42 TP_{ab} unidades y 6,17 – 25,26 TP_{00} unidades.

La translucidez aumenta, desde capas cervicales a capas más incisales (E-MC 1 → E-MC 6). El rango de valores de TP_{ab} obtenido para cada capa osciló entre: 9,61 - 24,21; 10,86 - 26,18; 12,78 - 27,58; 14,82 - 29,35; 15,66 - 31,89; 17,17 - 33,42 unidades, y para TP_{00} : 6,17 - 16,82; 7,29 - 18,42; 8,85 - 19,61; 10,51 - 21,57; 11,59 - 23,95; 12,79 - 25,26 unidades para las capas E-MC 1 a E-MC- 6, respectivamente. 1M1 presentó los valores mínimos de TP_{ab} y TP_{00} para todas las capas y espesores respecto al resto de shades, mientras que 1M2 presentó la mayor translucidez para cada una de las capas, excepto para las tres capas más incisales, que correspondieron al shade 3M2. El análisis estadístico mostró diferencias estadísticamente significativas entre todas las capas para ambos parámetros de translucidez TP_{ab} y TP_{00} ($p < 0,005$). Como era de esperar, la menor translucidez la presentaron las muestras de mayor espesor (1,5 mm).

Cabe destacar que el comportamiento encontrado para TP en el material híbrido multicapa cuyos valores aumentaron desde la capa cervical a la incisal, es similar a la apariencia translúcida descrita para los dientes naturales bajo su observación visual (Goodkind & Schwabacher, 1987; Hasegawa *et al.*, 2000).

En la Figura 3.13 se pueden observar las variaciones de TP (ΔTP_{ab} y ΔTP_{00}) entre todas las capas respecto de la capa más cervical (E-MC 1), para todos los shades analizados, separadas en los tres espesores estudiados (a: 0,5 mm; b: 1,0 mm; c: 1,5 mm).

		TP_{ab}			TP_{00}		
		0,5 mm	1,0 mm	1,5 mm	0,5 mm	1,0 mm	1,5 mm
1M1-HT	E-MC 1	20,38 (1,02)	15,45 (0,77)	12,70 (0,64)	14,03 (0,70)	10,33 (0,52)	8,42 (0,42)
	E-MC 2	21,67 (1,08)	16,04 (0,80)	13,75 (0,69)	14,96 (0,75)	10,82 (0,54)	9,10 (0,46)
	E-MC 3	23,41 (1,17)	17,57 (0,88)	15,09 (0,75)	16,35 (0,82)	12,08 (0,60)	10,20 (0,51)
	E-MC 4	26,01 (1,30)	19,67 (0,98)	16,65 (0,83)	18,41 (0,92)	13,64 (0,68)	11,46 (0,57)
	E-MC 5	27,65 (1,38)	21,38 (1,07)	17,57 (0,88)	19,70 (0,98)	15,03 (0,75)	12,36 (0,62)
	E-MC 6	28,98 (1,45)	22,74 (1,14)	18,17 (0,91)	20,86 (1,04)	16,13 (0,81)	13,10 (0,66)
1M2-HT	E-MC 1	24,21 (1,21)	19,50 (0,98)	17,74 (0,89)	16,82 (0,84)	12,80 (0,64)	11,19 (0,56)
	E-MC 2	26,18 (1,31)	20,27 (1,01)	17,70 (0,89)	18,42 (0,92)	13,53 (0,68)	11,47 (0,57)
	E-MC 3	27,58 (1,38)	20,75 (1,04)	17,84 (0,89)	19,61 (0,98)	14,15 (0,71)	12,00 (0,60)
	E-MC 4	29,35 (1,47)	23,04 (1,15)	19,73 (0,99)	21,12 (1,06)	16,04 (0,80)	13,53 (0,68)
	E-MC 5	29,54 (1,48)	24,08 (1,20)	20,83 (1,04)	21,36 (1,07)	17,00 (0,85)	14,60 (0,73)
	E-MC 6	30,81 (1,54)	23,91 (1,20)	20,20 (1,01)	21,98 (1,10)	16,95 (0,85)	14,43 (0,72)
2M2-HT	E-MC 1	22,09 (1,10)	17,11 (0,86)	14,61 (0,73)	15,33 (0,77)	11,25 (0,56)	9,25 (0,46)
	E-MC 2	24,60 (1,23)	18,75 (0,94)	15,70 (0,79)	17,34 (0,87)	12,64 (0,63)	10,12 (0,51)
	E-MC 3	25,84 (1,29)	19,40 (0,97)	17,07 (0,85)	18,45 (0,92)	13,41 (0,67)	11,51 (0,58)
	E-MC 4	28,94 (1,45)	22,14 (1,11)	18,27 (0,91)	20,91 (1,05)	15,58 (0,78)	12,60 (0,63)
	E-MC 5	30,09 (1,50)	23,99 (1,20)	19,84 (0,99)	21,96 (1,10)	17,19 (0,86)	14,10 (0,70)
	E-MC 6	30,50 (1,52)	24,81 (1,24)	21,69 (1,08)	22,62 (1,13)	18,02 (0,90)	15,73 (0,79)
3M2-HT	E-MC 1	23,03 (1,15)	16,25 (0,81)	11,02 (0,55)	16,48 (0,82)	10,64 (0,53)	7,06 (0,35)
	E-MC 2	24,52 (1,23)	15,48 (0,77)	12,65 (0,63)	17,69 (0,88)	10,83 (0,54)	8,50 (0,43)
	E-MC 3	26,34 (1,32)	17,15 (0,86)	14,07 (0,70)	19,32 (0,97)	12,36 (0,62)	9,98 (0,50)
	E-MC 4	29,10 (1,45)	18,29 (0,91)	15,32 (0,77)	21,57 (1,08)	13,39 (0,67)	10,95 (0,55)
	E-MC 5	31,89 (1,59)	21,06 (1,05)	16,78 (0,84)	23,95 (1,20)	15,78 (0,79)	12,55 (0,63)
	E-MC 6	33,42 (1,67)	22,50 (1,12)	17,96 (0,90)	25,26 (1,26)	16,97 (0,85)	13,62 (0,68)
4M2-HT	E-MC 1	19,79 (0,99)	14,05 (0,70)	9,61 (0,48)	14,24 (0,71)	9,21 (0,46)	6,17 (0,31)
	E-MC 2	20,95 (1,05)	14,65 (0,73)	10,86 (0,54)	15,44 (0,77)	10,22 (0,51)	7,29 (0,36)
	E-MC 3	23,43 (1,17)	17,40 (0,87)	12,78 (0,64)	17,32 (0,87)	12,36 (0,62)	8,85 (0,44)
	E-MC 4	25,23 (1,26)	20,63 (1,03)	14,82 (0,74)	18,92 (0,95)	14,91 (0,75)	10,51 (0,53)
	E-MC 5	25,58 (1,28)	22,10 (1,11)	15,66 (0,78)	19,18 (0,96)	16,41 (0,82)	11,59 (0,58)
	E-MC 6	27,30 (1,37)	23,16 (1,16)	17,17 (0,86)	20,37 (1,02)	17,66 (0,88)	12,79 (0,64)

Tabla 3.2. Valores medios (SD) de TP_{ab} y TP_{00} para todas las capas, shades y espesores analizados.

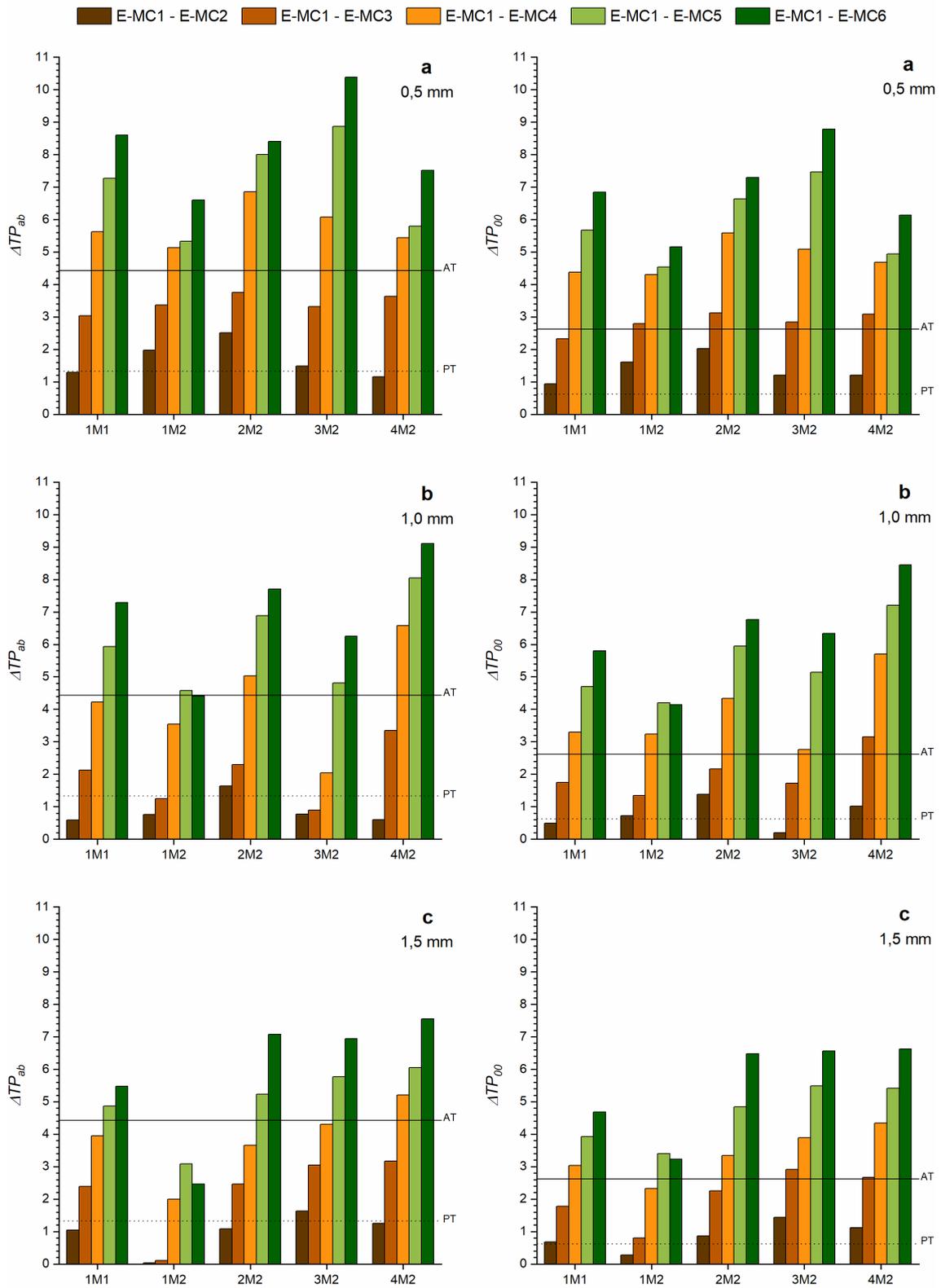


Figura 3.13. Diferencias en el parámetro de traslucidez (ΔTP_{ab} y ΔTP_{00}) entre todas las capas respecto de la capa cervical E-MC 1. El umbral de perceptibilidad (TPT) se indica como una línea de puntos mientras que el umbral de aceptabilidad (TAT) es representado mediante una línea continua.
a. 0,5 mm; b. 1,0 mm; c. 2,0 mm.

Las variaciones en translucidez respecto de la capa cervical E-MC 1 aumentaron secuencialmente al desplazarnos hacia la capa E-MC 6, con diferencias superiores al TPT a partir de la E-MC 3 para todos los shades y espesores y, ambas fórmulas. De manera análoga, se encontraron diferencias superiores al TAT a partir de la E-MC 4. Cabe señalar, no obstante, que estas diferencias disminuyeron con el aumento del espesor.

Las variaciones en TP entre capas sucesivas fueron todas inferiores a los respectivos umbrales de aceptabilidad (TAT_{ab} y TAT_{00}). De manera general se encontraron ΔTP superiores a los respectivos TPT para los tres espesores analizados, siendo el porcentaje de valores superior al TPT_{00} , mayor respecto de TPT_{ab} , debido a las diferencias en magnitud entre ambas fórmulas.

En relación a los valores de TP obtenidos para cada uno de los shades analizados, podemos encontrar que, de manera general, los shades 1M1 y 4M2 mostraron los valores más bajos para todas las capas, seguidos en orden ascendente por 3M2 y 2M2, encontrando, en los tres espesores analizados, los mayores valores para el shade 1M2. De manera general, no se encontraron diferencias superiores a los umbrales de aceptabilidad TAT_{ab} y TAT_{00} , estando los valores, para los tres espesores analizados, comprendidos entre los TPT y TAT respectivamente para ΔTP_{ab} y ΔTP_{00} . Estadísticamente fueron comparados entre sí todos los shades, obteniendo diferencias estadísticamente significativas para todas las comparaciones ($p < 0,05$), excepto para aquellas entre los shades 1M1 - 4M2, 1M2 - 2M2 y 2M2 - 3M2 ($p \geq 0,05$).

Estos resultados, al contrario que las propiedades ópticas S , K y T , no mostraron una relación en base a la luminosidad y cromaticidad de los shades analizados, pues los valores máximos fueron hallados para el shade 1M2 de manera general. No obstante, los resultados obtenidos están de acuerdo con los hallados por Pop-Ciutrila y colaboradores quienes analizaron diferentes materiales cerámicos, obteniendo específicamente para Vita Enamic convencional, un orden de valores de TP de mayor a menor similar al nuestro (1M2 - 2M2 - 3M2 - 1M1) para espesores de 0,6 mm, 1,2 mm y 2,0 mm (Pop-Ciutrila *et al.*, 2021a).

En cuanto a los valores de TP en relación a los tres espesores analizados, se obtuvo un comportamiento dependiente del espesor, disminuyendo los valores de TP con el

incremento de éste, tal y como se ha reportado anteriormente para materiales cerámicos (Alp *et al.*, 2018; Pop-Ciuttrila *et al.*, 2021a), así como para resinas de composite de distinta composición (An *et al.*, 2013; Awad *et al.*, 2015; Shiraishi & Watanabe, 2016).

La traslucidez es uno de los principales factores determinantes para conservar la estética dental y, por lo tanto es crucial durante la selección de los materiales (Kursoglu *et al.*, 2015; Tuncel *et al.*, 2016; Vichi *et al.*, 2016). En estudios anteriores se comparó la traslucidez de Vita Enamic convencional frente a varios materiales restauradores. Sen y Us (Sen & Us, 2018), informaron de que la traslucidez de este material es significativamente menor en comparación con cerámicas de circonio, disilicato de litio y feldespáticas, al igual que lo hizo Pop-Ciuttrila y colaboradores (Pop-Ciuttrila *et al.*, 2021a). Además, otros estudios mostraron que este material posee una traslucidez significativamente menor en comparación con diferentes resinas de composite (Stawarczyk *et al.*, 2016; Egilmez *et al.*, 2018; Gunal & Ulusoy, 2018). En relación al espesor se han reportado valores de *TP* similares (14,15 unidades) para especímenes de 1 mm de grosor (Gunal & Ulusoy, 2018) y para especímenes de 1,2 mm de grosor (16 unidades) (Stawarczyk *et al.*, 2016; Pop-Ciuttrila *et al.*, 2021a) de Vita Enamic convencional. Sin embargo, en el presente estudio, las capas incisales mostraron valores de *TP* más altos (22,50 - 24,81, Tabla 3.2), indicando estos resultados una mejora de las propiedades estéticas de Vita Enamic multiColor con respecto al material Vita Enamic convencional.

3.2.2. Propiedades colorimétricas

La Tabla 3.3 muestra los valores medios y sus SD de las coordenadas cromáticas L^* , a^* , b^* , C^* y h° obtenidas de las reflectancias espectrales medidas sobre fondo negro, para todas las capas, de todos los shades, en los tres espesores analizados. Los valores de las coordenadas oscilaron entre 55,91 – 77,51; -1,18 – 3,65; -0,46 – 19,31; 0,60 – 19,64; -1,57 – 1,57 para las coordenadas L^* , a^* , b^* , C^* y h° , respectivamente.

Al analizar el comportamiento de las coordenadas cromáticas para capas sucesivas en los diferentes shades y espesores analizados, se encuentra un aumento de los valores de L^* , b^* y C^* desde la capa incisal a la cervical (E-MC 6 → E-MC 1), que resultó estadísticamente significativo para las coordenadas b^* y C^* para todos los shades y espesores de manera general ($p < 0,05$). Por otro lado, para las coordenadas a^* y h° no se encontraron diferencias estadísticamente significativas de manera general entre capas ($p \geq 0,05$).

En las estructuras dentales naturales las coordenadas de color a^* y b^* tienden a aumentar desde la región incisal hasta la cervical (Hasegawa *et al.*, 2000; Joiner, 2004). Este gradiente de color parece estar relacionado con el patrón de distribución del grosor de la dentina y el esmalte (Dozić *et al.*, 2005). Así, el color del tercio cervical, que posee una capa de esmalte más fina, podría estar dominado por las propiedades colorimétricas de la dentina (Goodkind & Schwabacher, 1987; Hasegawa *et al.*, 2000). Los datos de la Tabla 3.3 muestran que los valores de la coordenada b^* disminuyeron desde la capa cervical a la incisal de manera general para todos los shades evaluados. Sin embargo, esta tendencia no se encontró para la coordenada a^* , aunque los valores de a^* , en muchos casos menores a 1, influyen en menor grado que la coordenada b^* en los valores de croma y tono. Los valores de la coordenada L^* encontrados en las diferentes capas de E-MC coinciden parcialmente con los informes anteriores sobre la luminosidad de los dientes naturales. Sin embargo, no hay consenso sobre la variación de este parámetro a lo largo de las estructuras dentales. Un estudio no encontró diferencias significativas entre los tercios cervical y medio, que presentaron más luminosidad que el tercio incisal (O'Brien *et al.*, 1997).

En las variaciones de las coordenadas cromáticas en relación al espesor para cada una de las capas de cada shade, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) para L^* , a^* , b^* , C^* y h^o entre los espesores 0,5 mm, 1,0 mm y 1,5 mm de manera general, que correspondieron a un aumento de los valores en las coordenadas L^* , b^* y C^* con el espesor. Las coordenadas a^* y h^o mostraron una tendencia similar para un gran número de capas, aunque no se encontró un comportamiento generalizado en relación al espesor. Esta influencia del espesor sobre las coordenadas colorimétricas en diferentes tipos de materiales dentales cerámicos ha sido reportado anteriormente, mostrando una relación creciente de los valores de L^* , a^* y b^* con el espesor (Tabatabaian *et al.*, 2018; Pop-Ciutrla *et al.*, 2021b).

En la Figura 3.14 se muestran las diferencias de color ΔE_{ab} y ΔE_{00} al comparar todas las capas con la capa más cervical (E-MC 1), para todos los shades y espesores analizados (a: 0,5 mm; b: 1,0 mm; c: 1,5 mm). Las diferencias de color aumentaron secuencialmente hacia E-MC 6 al comparar la capa cervical con capas más incisales. Los valores de las diferencias de color siguieron una tendencia similar al modificar el espesor, con ligeras variaciones en magnitud. De manera general, se encontraron ΔE superiores a los respectivos umbrales de perceptibilidad PT_{ab} y PT_{00} a partir de la E-MC 2, e inaceptables, de acuerdo a AT_{ab} y AT_{00} , a partir de la E-MC 3.

Las diferencias de color entre capas sucesivas de un mismo shade fueron superiores a los respectivos umbrales de perceptibilidad PT_{ab} y PT_{00} para los tres espesores evaluados de manera general, a excepción de la comparación entre las capas E-MC 1 – E-MC 2 para todos los shades. Las ΔE aumentaron con el espesor de manera general, siendo superiores a los umbrales de aceptabilidad AT_{ab} y AT_{00} , al comparar las capas más incisales para el espesor de 1,5 mm.

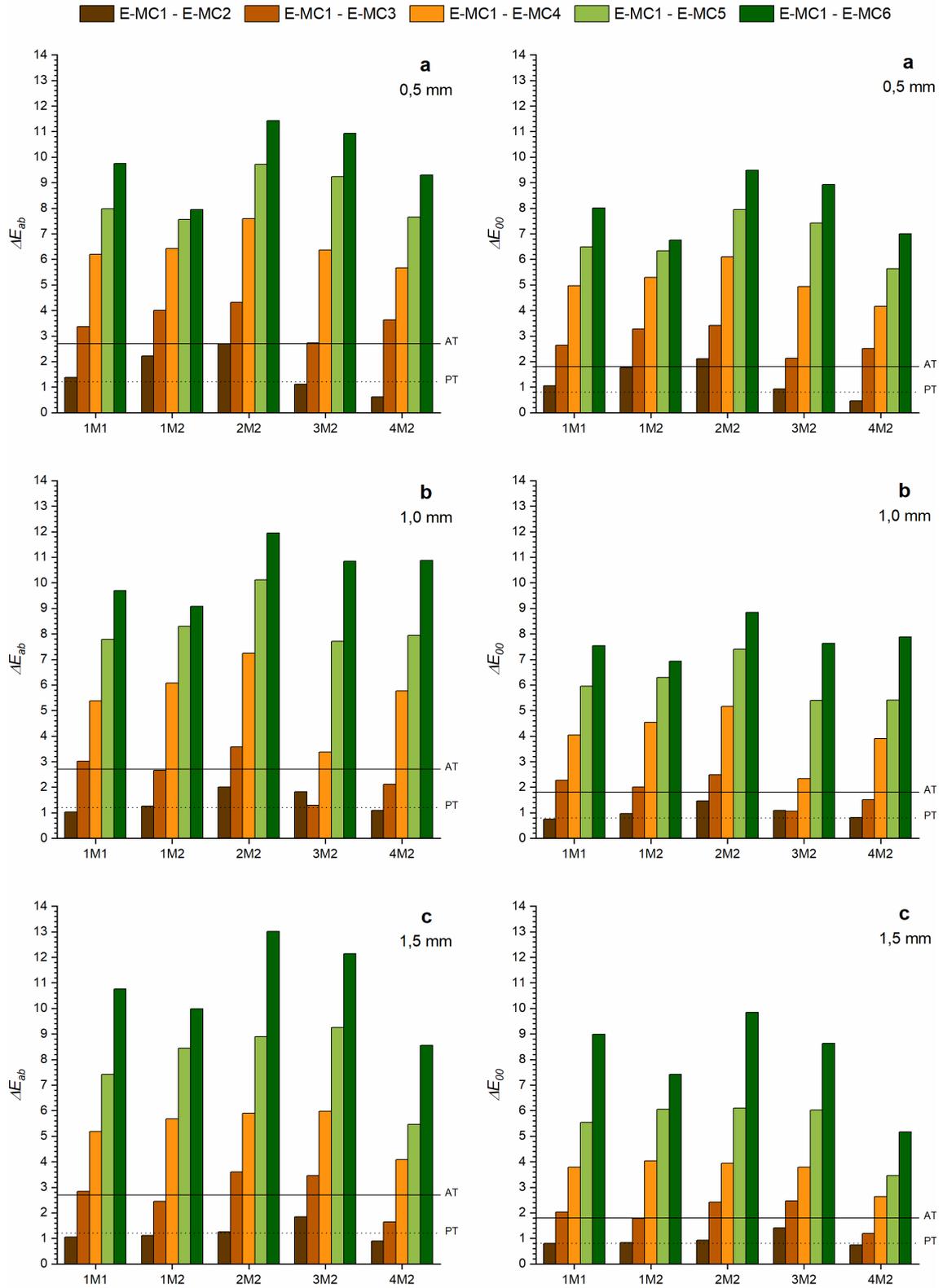


Figura 3.14. Diferencias de color (ΔE_{ab} y ΔE_{00}) entre capas sucesivas para cada shade. El umbral de perceptibilidad (PT) se indica como una línea de puntos mientras que el umbral de aceptabilidad (AT) es representado mediante una línea continua.
a. 0,5 mm; b. 1,0 mm; c. 2,0 mm.

En relación a las ΔE obtenidas al comparar capas y shades semejantes entre muestras de diferente espesor, se obtuvieron diferencias superiores a los AT_{ab} y AT_{00} en todos los casos al comparar el espesor de 0,5 mm, con 1,0 mm y con 1,5 mm. Sin embargo, los resultados de la comparación entre 1,0 mm y 1,5 mm fueron de menor magnitud, obteniendo ΔE superiores a los respectivos PT_{ab} y PT_{00} en todas sus capas, de manera general.

Los datos reportados sobre las propiedades colorimétricas de las estructuras dentales naturales son a menudo contradictorios, debido a la variabilidad biológica entre diferentes personas o entre diferentes dientes de la misma persona, o incluso como resultado de la diversidad de las metodologías de medida empleadas. Dozić y colaboradores (Dozić *et al.*, 2005) encontraron diferencias de color perceptibles (entre 4,80 y 10,00 ΔE_{ab} unidades) entre las regiones cervical-media, media-incisal y cervical-incisal de diferentes dientes. En el presente estudio, las ΔE entre capas sucesivas estuvieron comprendidas en un rango considerablemente inferior para ΔE_{ab} y ΔE_{00} , oscilando entre 0,61 – 4,68 y 0,46 – 4,74 respectivamente, sin embargo, la mayoría de ellas fueron mayores que PT_{ab} y PT_{00} y, por tanto, visualmente perceptibles para todos los shades de E-MC evaluados.

De acuerdo a su material base (Vita Enamic convencional), sus propiedades colorimétricas han sido estudiadas y comparadas en relación a muestras de dentina humana correspondientes a piezas anteriores y posteriores, obteniendo diferencias de color superiores a los umbrales de aceptabilidad (Pop-Ciutrla *et al.*, 2016b), lo que incitó una mejora del comportamiento colorimétrico de este material, surgiendo E-MC. Por otro lado, es de suponer que las propiedades mecánicas determinadas por Della Bona y colaboradores (Della Bona *et al.*, 2014b), serán similares en el E-MC, pues no se ha alterado su composición. No obstante, futuros trabajos a este respecto deberían ser realizados.

Las diferencias de color entre capas sucesivas, presentaron valores mayores al umbral de perceptibilidad (y en algunos casos incluso superior al de aceptabilidad, especialmente en las capas incisales), indicando que, desde un punto de vista de la percepción del color, el gradiente de color que presentan las seis capas de este material

es perceptible por un observador con visión normal del color y, especialmente en la zona incisal.

Este resultado podría ser un problema a nivel estético de la restauración dental, debido a que precisamente la zona incisal es la más expuesta visualmente, y a que este gradiente de sólo seis capas no se asemeja al gradiente de color de la estructura dental. De acuerdo a esto, diferentes materiales en formato CAD/CAM con un gradiente continuo de color han sido desarrollados, presentando problemas de reproducibilidad, así como una difícil caracterización de dicho gradiente, que puede presentar amplias variaciones. Por otro lado, recientemente se ha desarrollado un nuevo material que incorpora un gradiente funcional, en un intento de conseguir un gradiente de propiedades mecánicas y ópticas a lo largo de todo el grosor del bloque CAD/CAM. El material FG-PICN ha demostrado experimentalmente un gradiente favorable de propiedades mecánicas (Eldafrawy *et al.*, 2018), sin embargo, las propiedades ópticas y colorimétricas del material aún no se han determinado.

Otra posible limitación del E-MC es que el gradiente multicapa presentado de las propiedades colorimétricas (y ópticas) es unidimensional, de cervical a incisal, mientras que en los dientes naturales la variabilidad del color es tridimensional (de cervical a incisal, de mesial a distal y de esmalte profundo a superficial), lo que podría poner en peligro la apariencia de las restauraciones.

Capítulo 4

RESINAS DE COMPOSITE ONE-SHADE: EVALUACIÓN COLORIMÉTRICA Y PROPIEDADES ÓPTICAS

4.1. Material y método

4.1.1. Resinas de composite one-shade

Descripción de los materiales

Una de las innovaciones más recientes en el ámbito de materiales de restauración directa en odontología son las resinas de composite one-shade (o de shade único) (Iyer *et al.*, 2020). Estas resinas se denominan también composites camaleónicos, o composites de color estructural. Esto hace referencia a la capacidad que poseen de “adquirir” el color de los elementos que se ubican a su alrededor, mediante la reorganización estructural de sus componentes. En odontología, el efecto camaleónico, o efecto mezcla, describe la capacidad que tiene un material para adquirir el mismo color de la pieza dental que se restaura (Paravina *et al.*, 2006a; Paravina *et al.*, 2006b; Paravina *et al.*, 2008).

La apariencia cromática de los materiales dentales convencionales viene determinada, en gran medida, por la reflectancia de la luz incidente sobre ellos, la cual es condicionada por los pigmentos inmersos en el material (Della Bona, 2020). Sin embargo, este nuevo tipo de resinas de composite one-shade implementan una nueva tecnología adaptativa, la cual no incluye pigmentos dentro de su composición. De acuerdo a la información proporcionada por los fabricantes, estos materiales reorganizan su composición a nivel estructural mediante lo que denominan una “tecnología cromática inteligente”, para responder a la luz incidente con una reflectancia semejante a la de la estructura adyacente según afirman sus fabricantes (Kulzer GmbH; Tokuyama Dental America).

Hasta el momento, son pocos los fabricantes que han desarrollado materiales de este tipo. En concreto, sólo se conocen tres materiales one-shade: Omnicroma, fabricado por Tokuyama (Tokuyama Dental America); Venus Pearl one-shade y Venus Diamond one-shade, fabricados por Kulzer (Kulzer GmbH). De las tres resinas de composite one-shade, el más establecido a nivel clínico y comercial es el Omnicroma. La Tabla 4.1 muestra las especificaciones de cada uno de estos materiales.

Material	Fabricante	Contenido de relleno		Matriz*	Tipo	Shade	Lote #
		wt%	vol%				
Omnichroma (OM)	Tokuyama Dental, Tokio, Japón	79,0	68,0	UDMA, TEGDMA	Relleno de suprananopartículas esféricas de tamaño uniforme (SiO ₂ -ZrO ₂) Nanocomposite:	-	0631
Venus Pearl One (VP)	Kulzer GmbH, Hanau, Alemania	-	64,0	TCD, UDMA, TEGDMA	Composite nano-híbrido	-	K010200
Venus Diamond One (VD)	Kulzer GmbH, Hanau, Alemania	-	64,0	TCD, UDMA, TEGDMA	Composite nano-híbrido	-	K010200
Filtek Universal (FU)	3M, Saint Paul, MN, EEUU	76,5	58,4	AUDMA, AFM, diuretano-DMA, 1,12-dodecano-DMA	Composite nano-híbrido: Relleno de partículas dispersas de 20 nm de sílice, partículas de zirconia de 4-11 nm, clusters de zirconia y sílice, y partículas de fluoruro de iterbio de 100 nm	A2 Shade Grupal	NA59340

Tabla 4.1. Especificaciones de las resinas de composite one-shade y grupal utilizadas para el estudio de sus propiedades ópticas. Todos los datos expuestos en esta tabla fueron proporcionados por sus respectivos fabricantes.

*UDMA, Dimetacrilato de uretano. TEGDMA, Trietilenglicol dimetacrilato. TCD: Monómero de tricloroetano. AUDMA, Dimetacrilato de uretano aromático. AFM, Monómero de adición-fraementación. DMA, dimetacrilato.

Dado el creciente interés clínico sobre este tipo de materiales y la falta de información sobre sus propiedades colorimétricas y ópticas, en este capítulo se plantea el análisis de estas últimas para poder comprender mejor el funcionamiento y la aplicabilidad clínica de estas resinas one-shade. Debido a las características de este tipo de material, la metodología empleada, los especímenes empleados y su fabricación para la evaluación de las propiedades colorimétricas y las propiedades ópticas, difieren. Comenzaremos con la descripción de la preparación de los materiales para la evaluación del color.

Evaluación del color: Fabricación de muestras

El proceso de fabricación de las muestras que se describe a continuación fue desarrollado en el laboratorio del Departamento de Odontología Restauradora de la Universidade Federal de Santa Maria (Santa María, Río Grande del Sur, Brasil).

Para el estudio de las propiedades colorimétricas, se emplearon los siguientes materiales: Omnicroma (OM); dos resinas de composite (nano-híbridas): Harmonize B2E (HA) y Filtek Universal B2 (FU) como shade test y, como shades control, fueron utilizados los shades B2B y C2B del sistema Filtek Z350XT, descritos en la Tabla 4.2.

La evaluación colorimétrica se realizó usando el parámetro CAP, de acuerdo a la expresión 1.23, según el protocolo descrito por Paravina y colaboradores (Paravina *et al.*, 2008), por lo que las muestras fueron divididas en dos grupos de especímenes: especímenes “único” (single, S) y especímenes “dual” (dual, D). El esquema de configuración de los dos tipos de especímenes puede observarse en la Figura 4.1.

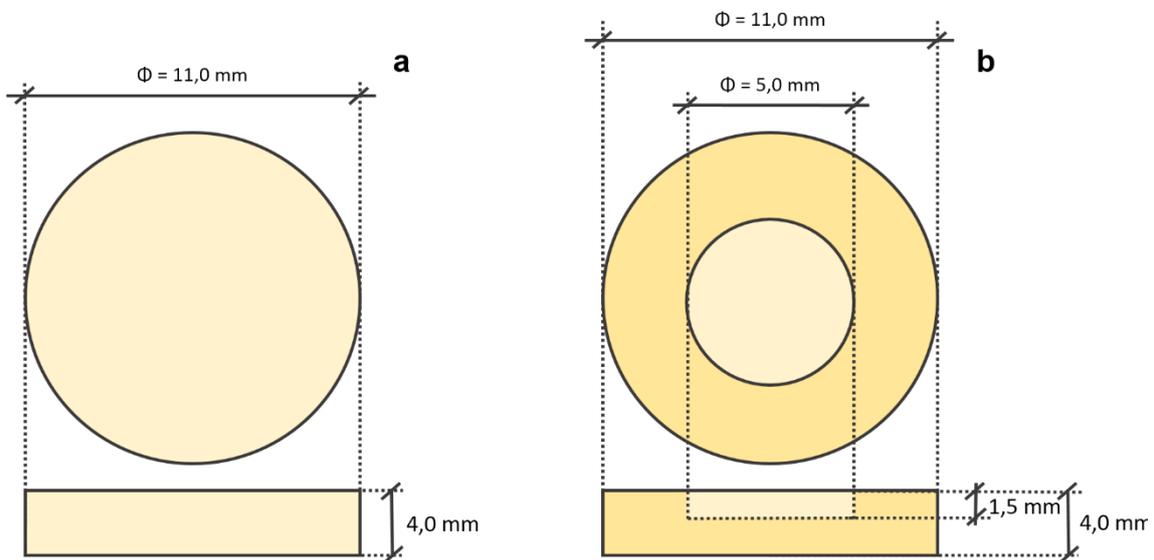


Figura 4.1. Formato de las muestras single (a) y dual (b) de los materiales one-shade elaboradas para su evaluación colorimétrica.

Material	Fabricante	Contenido de relleno wt%	Contenido de relleno vol%	Matriz*	Tipo	Shade	Lote #
Omnichroma (OM)	Tokuyama Dental, Tokio, Japón	79,0	68,0	UDMA, TEGDMA	Relleno de suprananopartículas esféricas de tamaño uniforme (SiO ₂ -ZrO ₂) Nanocomposite: Relleno de suprananopartículas esféricas de tamaño uniforme (SiO ₂ -ZrO ₂)	-	643
Harmonize (HA)	Kerr Dental, Orange, CA, EEUU	81,5	-	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	Composite nano-híbrido: Relleno de partículas esféricas de sílice y zirconia de 5-400 nm en suspensión, y vidrio de bario	B2E	7167596
Filtek Universal (FU)	3M, Saint Paul, MN, EEUU	76,5	58,4	AUDMA, AFM, diuretano-DMA, 1,12-dodecanol-DMA	Composite nano-híbrido: Relleno de partículas dispersas de 20 nm de sílice, partículas de zirconia de 4-11 nm, clusters de zirconia y sílice, y partículas de fluoruro de iterbio de 100 nm	B2	2000300292
Filtek Z350XT (FZ)	3M, Saint Paul, MN, EEUU	72,5	55,6	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Composite nano-híbrido: Relleno de partículas dispersas de 20 nm de sílice, partículas de zirconia de 4-11 nm, y clusters de zirconia y sílice	B2B C2B	1814500362 N913022

Tabla 4.2. Especificaciones de la resina de composite one-shade y materiales testados/control para el estudio de sus propiedades colorimétricas. Todos los datos expuestos en esta tabla fueron proporcionados por sus respectivos fabricantes.

*UDMA, Dimetacrilato de uretano. TEGDMA, Trietilenglicol dimetacrilato. Bis-GMA, Bisfenol A glicidil metacrilato. Bis-EMA, Bisfenol A polietileno glicol diéter dimetacrilato. AUDMA, Dimetacrilato de uretano aromático. AFM, Monómero de adición-fragmentación. DMA, dimetacrilato

Muestras S: se prepararon 5 muestras cilíndricas (diámetro 11,0 mm; espesor 4,0 mm) para cada uno de los materiales incluidos en el estudio (3 shades test y 2 shades control).

Muestras D: se prepararon 15 muestras cilíndricas (diámetro 11,0 mm; espesor 4,0 mm) para cada una las resinas de composite control (B2B y C2B). Posteriormente, a cada una de estas muestras se les realizó una cavidad cilíndrica con un diámetro de 5,0 mm y profundidad 1,5 mm, empleando una fresa de diamante refrigerada por agua (*KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil*). Esta cavidad fue rellena con los tres materiales a testar (OM, HA y FU), resultando un total de cinco muestras dual (D) para cada test shade situado sobre cada uno de los dos shades control (Figura 4.1b). El proceso de fabricación de las muestras D se muestra en la Figura 4.2:



Figura 4.2. Proceso de fabricación de las muestras dual (D) del material one-shade para la evaluación de sus propiedades colorimétricas.

Todas las muestras fueron fotopolimerizadas usando una lámpara de fotoactivación LED Bluephase Style (*Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein*), siguiendo las recomendaciones de cada fabricante. Las muestras fueron pulidas con papel de carburo de silicio humedecido con agua destilada aumentando el número de grano para finalizar con el esmerilado de ambas caras (400-, 600-, 800- y 1200-), hasta obtener el grosor final deseado. Tras concluir el pulido, los especímenes fueron conservados durante 24 horas en agua destilada a 37°C en una cámara oscura antes de proceder a su limpieza por ultrasonidos.

Evaluación de las propiedades ópticas: Fabricación de muestras

El proceso de fabricación de muestras que se describe a continuación fue desarrollado en su totalidad en el laboratorio del Departamento de Estomatología de la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada.

Las tres resinas de composite one-shade utilizadas en este estudio fueron: Omnichroma (OM), Venus Pearl one-shade (VP) y Venus Diamond one-shade (VD) (Tabla 4.1). El sistema Filtek Universal (FU) shade A2, fue empleado como resina control. Este material fue seleccionado como control debido a que se trata de uno de los conceptos más próximo al one-shade, tratando de simplificar el número de materiales para cualquier restauración, aunque su composición es completamente diferente de los materiales one-shade tratándose de una resina de composite rellena con nanopartículas de zirconia (Tabla 4.1).

Las muestras fueron fabricadas usando un molde metálico (*Smile Line, St-Imier, Suiza*), el cual posee una escala micrométrica con una sensibilidad de 0,05 mm para el control del espesor y cuenta con un diámetro de 10,0 mm. Una vez relleno el molde con el espesor establecido: 0,5 mm, 1,0 mm y 1,5 mm ($\pm 0,1$ mm), un portaobjetos de vidrio convencional fue colocado en la superficie externa del molde para retirar el material sobrante y homogeneizar esta superficie sobre una tira translúcida de Mylar. Para cada material y espesor se fabricaron un total de tres especímenes, resultando un total de 36 muestras. En la Figura 4.3 se muestra un esquema de la configuración de las muestras fabricadas, mientras que la Figura 4.4 muestra una secuencia del proceso de fabricación de las mismas.

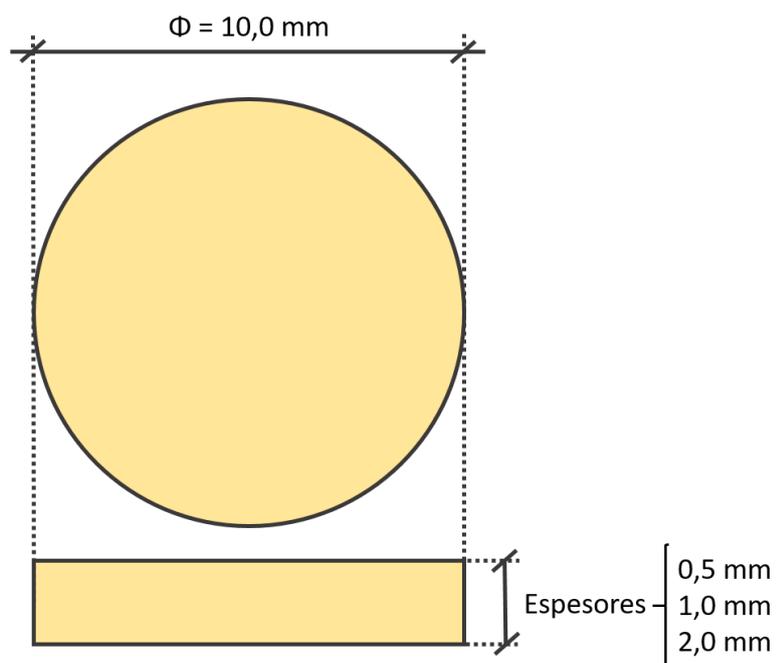


Figura 4.3. Formato de las muestras de los materiales one-shade elaboradas para la evaluación de sus propiedades ópticas.

Todas las muestras fueron fotopolimerizadas con una lámpara de fotoactivación LED (Bluephase) con una potencia de 1100 mW/cm², siguiendo las recomendaciones especificadas por los fabricantes de cada uno de los materiales. Por último, las muestras fueron pulidas y conservadas siguiendo el mismo protocolo descrito anteriormente para el estudio cromático.



Figura 4.4. Proceso de fabricación de las muestras de los materiales one-shade para la evaluación de sus propiedades ópticas.

4.1.2. Montaje experimental para la medida de la reflectancia espectral

Evaluación del color

La medida de las reflectancias espectrales, sobre fondo negro, fue llevada a cabo empleando el montaje experimental descrito en el apartado 3.1.2 y siguiendo el protocolo expuesto en el apartado 3.1.3, usando el espectroradiómetro SpectraScan PR-670, y un tamaño de apertura de 1/8°.

Evaluación de las propiedades ópticas

El espectroradiómetro CS-2000 (Figura 4.5) fue empleado para la medida de las reflectancias espectrales correspondientes a la evaluación de las propiedades ópticas, mediante el montaje experimental descrito en el apartado 3.1.2 y siguiendo el protocolo expuesto en el apartado 3.1.3, empleando un tamaño de apertura de 1° que permitió medir la mayor superficie posible de las muestras (~7 mm). Por otra parte, para la estimación de la opalescencia, se empleó un espectrómetro vertical (espectrómetro CM-3610A). A continuación, se describen estos dispositivos:

Espectroradiómetro CS-2000: (*Konica Minolta Inc., Chiyoda, Tokyo, Japón*). Es un espectroradiómetro con capacidad de detectar niveles de luminancia del orden de 0,003 cd/m². Además, puede medir contrastes de 100000:1 y tiene un error de polarización del 2%. El espectroradiómetro CS-2000 posee la capacidad de medir radiancias espectrales en intervalos de 1 nm y posee 3 aperturas de medida (1°, 1/5° y 1/10°).

Software CS-S10W 1.76: (*Konica Minolta Inc., Chiyoda, Tokyo, Japón*). Es el software que provee el fabricante para la configuración de las medidas a realizar con el espectroradiómetro CS-2000. La funcionalidad del mismo es muy amplia e incorpora la posibilidad de realizar diferentes cálculos colorimétricos entre diferentes muestras medidas en el momento.



Figura 4.5. Espectrorradiómetro CS-2000 utilizado para la medida de las reflectancias espectrales.

Para la estimación de opalescencia mediante el parámetro *OP-RT*, se empleó un espectrómetro para realizar medidas de reflectancia y transmitancia, a partir de las cuales se obtuvieron las respectivas coordenadas L^* , a^* y b^* .

Espectrómetro CM-3610A: (*Konica Minolta Inc., Chiyoda, Tokyo, Japón*). Se trata de un espectrómetro vertical que permite realizar medidas simultáneas, con o sin la componente especular. La geometría de iluminación/medida para la medida de reflectancia es $d/8^\circ$, mientras que para las medidas de transmitancia, la geometría usada es $d/0^\circ$. El rango espectral de medida oscila entre 360 nm y 740 nm, en intervalos de 10 nm. Posee 3 áreas de medida diferentes que variarán dependiendo de la configuración de medición.

Software SpectraMagic NX: (*Konica Minolta Inc., Chiyoda, Tokyo, Japón*). Empleado para el manejo de CM-3610A, permite el almacenamiento de los datos y un análisis detallado del color mediante diferentes cálculos y gráficos específicos.

4.1.3. Cálculo y análisis de las propiedades ópticas y coordenadas cromáticas

Evaluación del color

Dado que los composites one-shade no contienen pigmentos y poseen capacidades adaptativas del color, recogiendo el color de su entorno, se utilizó el parámetro CAP para la caracterización de las propiedades colorimétricas. Este parámetro permitirá cuantificar el potencial de adaptación cromático de cada uno de los composites estudiados. Para ello, fue necesario el cálculo de sus coordenadas de color CIELAB L^* , a^* y b^* a partir de las reflectancias espectrales medidas, utilizando el Observador Patrón CIE 2° y el iluminante estándar CIE D65 (CIE, 2019).

El CAP fue calculado según se describe en el apartado 1.4.3, empleando la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}), mencionada en el apartado 1.4.2, dado que ha sido designada como la sustituta de la fórmula CIELAB (ΔE_{ab}^*) de acuerdo a las correcciones implementadas. Por ello, utilizaremos el término CAP_{00} .

Ambas fórmulas de diferencia de color permiten descomponer la diferencia de color total en los tres atributos principales del mismo: luminosidad, croma y tono, que para la fórmula ΔE_{00} , se referenciarán como ΔL_{00} , ΔC_{00} y ΔH_{00} , respectivamente. Analizar de forma independiente las variaciones de cada uno de estos atributos cromáticos nos permite conocer en qué medida la diferencia de color total es debida a cada uno de ellos. Además, esta contribución puede representarse a modo de porcentajes. Por ejemplo, en la computación de la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}), la contribución de la diferencia en luminosidad puede ser definida como $\% \Delta L_{00} = 100(\Delta L_{00}/\Delta E_{00})^2$, siendo análoga para los atributos de croma y tono.

Para poder calcular el CAP_{00} , se realizó una medida en el centro de las muestras single (S) y duales (D) - P₀, así como en el centro del borde derecho del material envolvente de las muestras duales - P₃. Además, dado que existen estudios que plantean la influencia de la distancia al material envolvente en la capacidad adaptativa del material evaluado, se realizaron dos medidas adicionales sobre el material objeto de evaluación en

las muestras duales, desplazadas 1,0 y 2,0 mm a la derecha respecto del centro de la misma (P_1 y P_2). En la Figura 4.6 se puede observar un esquema de las medidas realizadas.

De manera complementaria e innovadora, se implementaron, siguiendo la formulación general del CAP_{00} , los potenciales de ajuste de los tres atributos que conforman las diferencias de color: luminosidad (LAP_{00}), croma ($ChrAP_{00}$) y tono (HAP_{00}). Estos pueden definirse de acuerdo a las siguientes expresiones:

$$LAP_{00} = 1 - \frac{\Delta L_{00_2}}{\Delta L_{00_1}}; ChrAP_{00} = 1 - \frac{\Delta C_{00_2}}{\Delta C_{00_1}}; HAP_{00} = 1 - \frac{\Delta H_{00_2}}{\Delta H_{00_1}} \quad 4.1$$

donde ΔL_{00_2} , ΔC_{00_2} , ΔH_{00_2} son las diferencias en luminosidad, croma y tono entre P_0 y P_3 de las muestras duales, y ΔL_{00_1} , ΔC_{00_1} , ΔH_{00_1} son las diferencias entre los P_0 de las muestras single correspondientes.

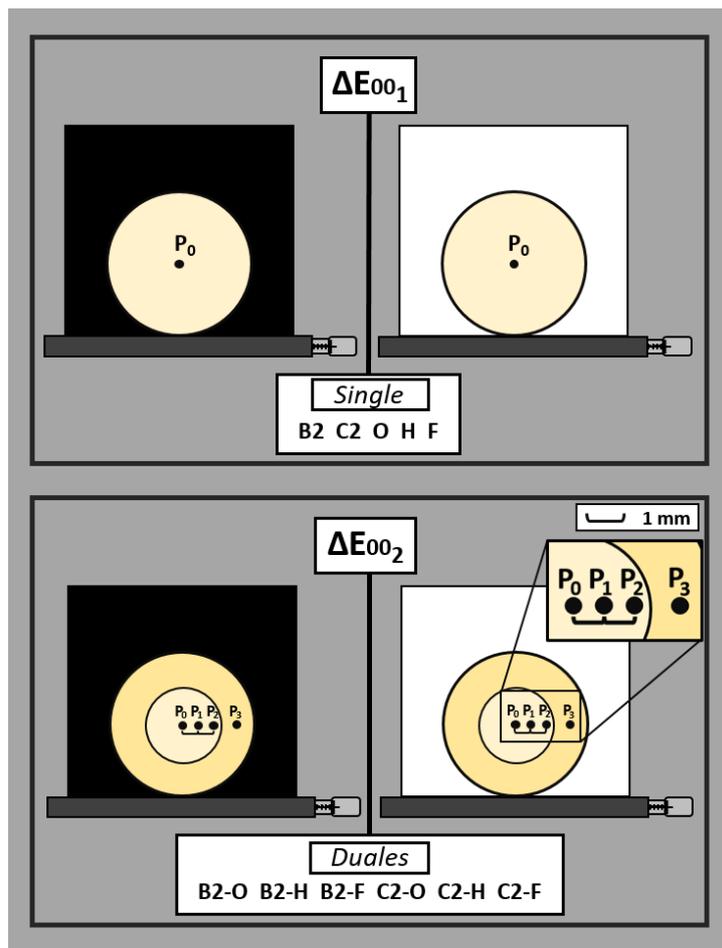


Figura 4.6. Representación esquemática de los puntos de medida en las muestras single y duales.

Del mismo modo, a partir de la fórmula del CAP_{00} también fue implementada la medida instrumental del potencial de adaptación de traslucidez. De acuerdo a la definición del parámetro de traslucidez, también se realizaron medidas de las reflectancias sobre fondo blanco. A continuación, se define la fórmula del TAP_{00} , en la que ΔTP_{00_2} es la diferencia en TP_{00} entre los P_0 y P_3 de las muestras duales, y ΔTP_{00_1} es la diferencia entre los P_0 de las muestras single correspondientes:

$$TAP_{00} = 1 - \frac{\Delta TP_{00_2}}{\Delta TP_{00_1}} \quad 4.2$$

Al igual que con CAP_{00} , el TAP_{00} indicará un mayor potencial de adaptación de la traslucidez cuanto más próximo sea a la unidad, pudiendo ser este negativo, en el caso de que el material pierda traslucidez, al encontrarse rodeado de ciertos materiales.

Por último, se realizó un análisis estadístico para evaluar las diferencias de color, luminosidad, croma, tono y traslucidez, resultantes entre las comparaciones de los P_0 y P_3 de las muestras duales, y entre los P_0 de las muestras single correspondientes. Para ello se estudió previamente la normalidad de los datos de las variables objeto de estudio, resultando una distribución normal. Debido a esto, así como al carácter de las variables objeto de análisis, se llevó a cabo el test de la diferencia menos significativa (LSD) de Fisher para comparaciones múltiples ($p < 0,05$), el cual es utilizado para crear intervalos de confianza para todas las diferencias entre las medias de los niveles de los factores.

Evaluación de las propiedades ópticas

A partir de las reflectancias espectrales medidas sobre los backgrounds blanco y negro, se calcularon las propiedades ópticas S , K y T empleando la teoría de Kubelka-Munk, de acuerdo a lo descrito en el apartado 1.3.2. Del mismo modo, se calcularon las coordenadas cromáticas CIELAB L^* , a^* y b^* utilizando el Observador Patrón CIE 2° y el iluminante estándar CIE D65 (CIE, 2019) para el cálculo de los parámetros de translucidez TP , siguiendo las expresiones 1.5 y 1.6. Las ΔTP fueron calculadas según la fórmula 1.7, entre diferentes materiales y espesores y, analizadas en base sus respectivos umbrales 50:50% de perceptibilidad y aceptabilidad ($TPT_{ab} = 1,33$; $TAT_{ab} = 4,43$; $TPT_{00} = 0,62$; $TAT_{00} = 2,62$). El parámetro $OP-RT$ fue calculado de acuerdo a la fórmula 1.9.

El análisis estadístico de las propiedades ópticas S , K , T , TP y $OP-RT$ fue similar al descrito en el apartado 3.1.4 para las muestras de E-MC, considerando en este caso como p -valor a partir del que se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, $p < 0,005$, de acuerdo a la corrección de Bonferroni (Glickman *et al.*, 2014) y el número de comparaciones efectuadas.

Además, las propiedades ópticas S , K y T , se compararon en base a su comportamiento espectral mediante el coeficiente VAF , según la expresión 3.1.

4.2. Resultados y discusión

4.2.1. Evaluación del color

La diferencia de color ΔE_{00} , así como las magnitudes de las tres componentes ΔL_{00} , ΔC_{00} , y ΔH_{00} , entre el centro del material testado P_0 y los diferentes puntos de medida P_1 , P_2 y P_3 , fueron calculadas para evaluar como varió el color de los composites evaluados en función de su proximidad al material envolvente en las muestras duales. Estos resultados pueden observarse, a modo de porcentaje contributivo, en la Figura 4.7. El rango de valores medio de ΔE_{00} osciló entre 0,22 y 0,40; entre 0,59 y 0,80 y entre 0,83 y 3,08 unidades CIEDE2000, para las diferencias entre P_0 y P_1 - P_2 - P_3 respectivamente, aumentando a medida que nos desplazamos hacia el exterior de la muestra (nos acercamos al material envolvente). Los rangos para las diferencias en ΔL_{00} , ΔC_{00} , y ΔH_{00} entre P_0 y P_1 - P_2 - P_3 , fueron 0,02-0,25, 0,02-0,50 y 0,01-1,14 ΔL_{00} unidades, 0,01-0,25, 0,03-0,75 y 0,04-3,02 ΔC_{00} unidades y, 0,01-0,16, 0,03-0,23 y 0,04-0,70 ΔH_{00} unidades, respectivamente. Todas las ΔE_{00} para todos los materiales evaluados, sobre los dos shades diferentes, entre los puntos P_0 - P_1 y P_0 - P_2 fueron inferiores al umbral de perceptibilidad (PT_{00}), lo que significa que a lo largo del material testado sobre las muestras duales no existen diferencias de color clínicamente perceptibles, independientemente de su proximidad al borde del material envolvente. Las ΔE_{00} mostraron que tanto para ambas muestras de B2B y C2B de OM, la mayor aportación fue la de ΔC_{00} , mientras que para las muestras de HA y FU, fue ΔL_{00} de manera general. Sin embargo, las ΔE_{00} entre los puntos P_0 y P_3 fueron todas superiores a PT_{00} , siendo en la mayoría de los casos también superiores a AT_{00} , a excepción del OM, que mostró ΔE_{00} aceptables clínicamente sobre ambos shades. Por lo tanto, estos resultados mostraron que existe dependencia del material evaluado en relación a su ΔE_{00} con el material envolvente.

De manera general, puede señalarse que la contribución de ΔH_{00} a la diferencia de color total fue la menor, excepto para OM y C2B, y ΔL_{00} presentó la mayor aportación. Todas las ΔL_{00} , ΔC_{00} , y ΔH_{00} entre P_0 y P_1 - P_2 - P_3 , fueron inferiores a sus respectivos umbrales de aceptabilidad, excepto en el caso de ΔC_{00} para FU combinado con ambos shades, siendo 3,02 unidades para B2B y 1,37 para C2B.

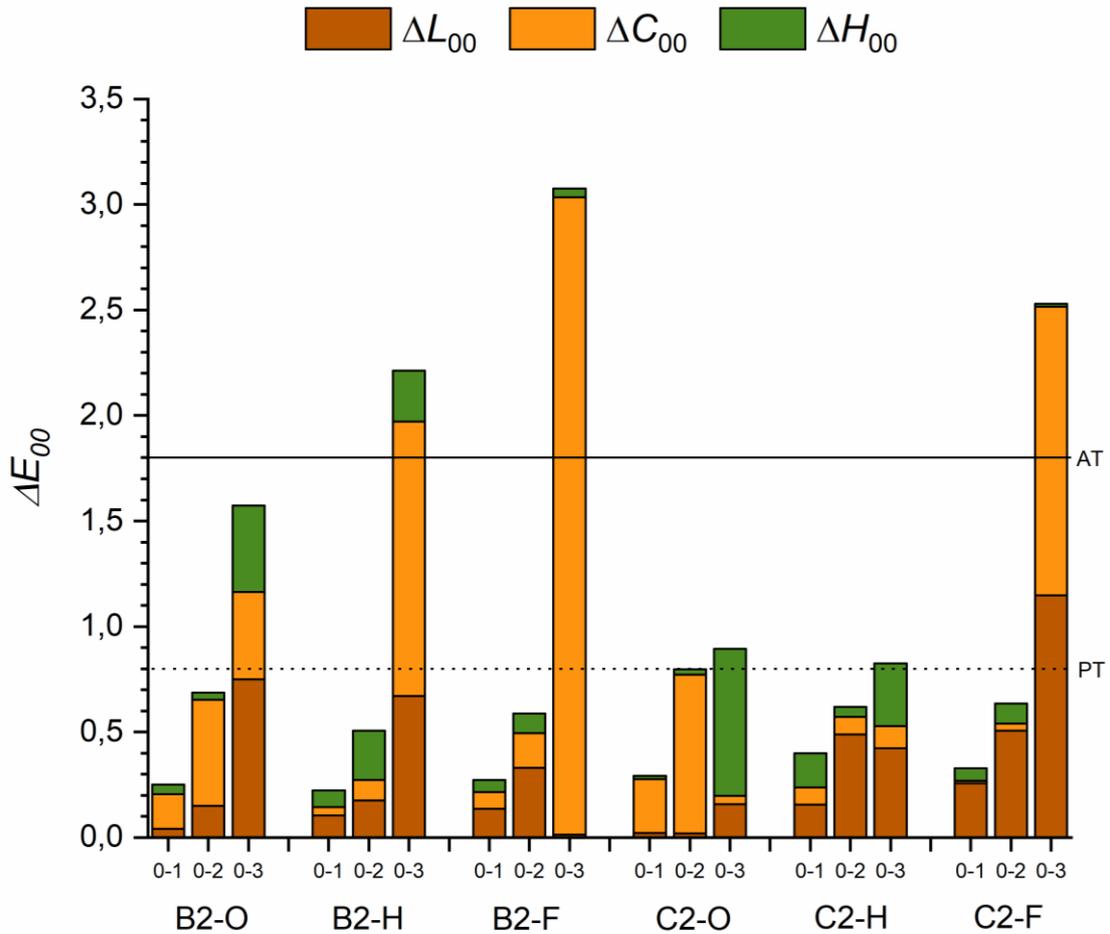


Figura 4.7. Diferencias de color promedio (ΔE_{00}) entre el P_0 y los puntos P_1 , P_2 y P_3 de las muestras duales. Se muestra la contribución de los tres atributos ΔL_{00} , ΔC_{00} , y ΔH_{00} en diferentes colores. El umbral de perceptibilidad para (PT_{00}) se indica como una línea de puntos, mientras que el umbral de aceptabilidad (AT_{00}) se indica mediante una línea continua.

Las diferencias ΔE_{00} , ΔL_{00} , ΔC_{00} , y ΔH_{00} entre los puntos $P_0 - P_3$ fueron denotadas como ΔE_{00_2} , ΔL_{00_2} , ΔC_{00_2} , y ΔH_{00_2} respectivamente para el cálculo del CAP_{00} , LAP_{00} , Chr_{00} y HAP_{00} . Por otro lado, las diferencias denotadas como ΔE_{00_1} , ΔL_{00_1} , ΔC_{00_1} , y ΔH_{00_1} se corresponden a las diferencias de color entre los P_0 centrales de las muestras single. Los resultados promedio de las diferencias mencionadas así como los valores CAP_{00} , LAP_{00} , Chr_{00} y HAP_{00} se muestran junto a sus SD en la Tabla 4.3.

Para todos los materiales se obtuvo un CAP_{00} positivo, a excepción del FU combinado con el shade B2B de FZ. El rango de valores estuvo comprendido entre -0,14 y 0,89, mostrando OM los valores más altos (superior al 0,75 en ambos casos), tanto para

el shade B2B como para el C2B. Por el contrario, los valores más bajos se registraron para FU. El análisis estadístico encontró diferencias estadísticamente significativas entre ΔE_{00_1} y ΔE_{00_2} , para OM y HA en ambos casos ($p < 0,05$), mientras que FU no mostró diferencias estadísticamente significativas en combinación con el shade B2B ni con C2B.

Estudios anteriores reportaron valores de CAP, calculado usando la fórmula ΔE_{ab}^* , positivos para todos los materiales analizados, así como una dependencia del mismo con el material (Paravina *et al.*, 2008; Trifkovic *et al.*, 2018), al igual que muestran los resultados expuestos en la Tabla 4.3. Para valorar el rendimiento de un material basándonos en los valores del CAP, se considerará un CAP₀₀ de 0,50 como límite para considerar el potencial de adaptación del color como efectivo. Este valor de CAP₀₀ se corresponde a una reducción del 50% de la ΔE_{00} en la comparación de las muestras duales respecto a la de las muestras individuales. OM mostró valores superiores a 0,75 para ambos shades control - B2B y C2B, mientras que FU presentó valores inferiores a 0,5 en los dos casos. HA por el contrario, mostró valores superiores a 0,50 sólo en combinación con el shade C2B, mientras que para B2B los valores fueron inferiores a 0,50, lo cual se correspondió con las diferencias estadísticamente significativas halladas. Si además tenemos en cuenta que una magnitud de cambio de 0,20 unidades es interpretada como pequeña, una de 0,50 unidades como moderada, y una de 0,75 como grande (Cohen, 1988), queda evidente que sólo OM muestra un gran potencial de adaptación del color en comparación con las otras resinas de composite analizadas.

	$\Delta E_{00,1}$	$\Delta E_{00,2}$	CAP_{00}	$\Delta L_{00,1}$	$\Delta L_{00,2}$	LAP_{00}	$\Delta C_{00,1}$	$\Delta C_{00,2}$	$ChrAP_{00}$	$\Delta H_{00,1}$	$\Delta H_{00,2}$	HAP_{00}
B2-O	6,69 (0,39)	1,57 (0,46)	0,76 (0,07)	1,65 (0,50)	1,06 (0,53)	0,36 (0,32)	3,65 (0,25)	0,80 (0,33)	0,78 (0,09)	5,34 (0,29)	0,73 (0,18)	0,86 (0,03)
B2-H	3,66 (0,69)	2,21 (0,30)	0,40 (0,08)	3,39 (0,76)	1,21 (0,31)	0,64 (0,09)	0,35 (0,29)	1,69 (0,17)	-3,85 (0,47)	1,28 (0,14)	0,71 (0,21)	0,44 (0,16)
B2-F	2,71 (0,68)	3,08 (0,36)	-0,14 (0,13)	2,06 (0,78)	0,13 (0,15)	0,94 (0,07)	1,55 (0,28)	3,05 (0,36)	-0,97 (0,24)	0,67 (0,22)	0,35 (0,12)	0,48 (0,18)
C2-O	8,28 (0,25)	0,90 (0,33)	0,89 (0,04)	4,24 (0,50)	0,32 (0,28)	0,92 (0,07)	4,32 (0,25)	0,12 (0,12)	0,97 (0,03)	5,62 (0,30)	0,79 (0,31)	0,86 (0,06)
C2-H	3,11 (0,71)	0,83 (0,19)	0,73 (0,06)	2,50 (0,76)	0,58 (0,11)	0,77 (0,04)	1,01 (0,30)	0,26 (0,15)	0,74 (0,15)	1,48 (0,14)	0,49 (0,21)	0,67 (0,14)
C2-F	4,05 (0,69)	2,53 (0,24)	0,04 (0,10)	3,83 (0,78)	1,68 (0,37)	0,56 (0,10)	0,87 (0,28)	1,84 (0,35)	-1,11 (0,40)	0,87 (0,22)	0,14 (0,14)	0,84 (0,16)

Tabla 4.3. Valores promedio (SD) de las diferencias de color (ΔE_{00}), luminosidad (ΔL_{00}), croma (ΔC_{00}), y tono (ΔH_{00}), entre las muestras individuales (1) y duales (2), empleadas para el cálculo de CAP_{00} , LAP_{00} , Chr_{00} y HAP_{00} respectivamente.

Los potenciales de adaptación cromática de los tres atributos del color LAP₀₀, ChrAP₀₀ y HAP₀₀, mostraron comportamientos diferentes para los materiales estudiados. LAP₀₀ y HAP₀₀ fueron positivos para todas las muestras analizadas, mientras que en el caso de ChrAP₀₀, sólo el OM mostró valores positivos para ambas combinaciones (B2B y C2B). Estadísticamente se encontraron diferencias significativas entre las diferencias en croma y en tono de las muestras single y duales para OM, mientras que para HA sólo se encontraron para las diferencias en tono ($p < 0,05$). FU no mostró diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los tres atributos ($p \geq 0,05$). Esto confirma que el efecto camaleónico producido entre el composite evaluado y el material envolvente es debido en gran medida a las variaciones en la luminosidad y en el tono del composite evaluado. Puesto que los potenciales de adaptación cromática LAP₀₀, ChrAP₀₀ y HAP₀₀ han sido implementados por primera vez, mostrando de manera específica a que son debidos los CAP₀₀ hallados, no existen datos en otros trabajos que permitan comparar los resultados obtenidos. Es por ello por lo que se hace necesaria la realización de futuros estudios que evalúen los potenciales de adaptación de este tipo de materiales con piezas dentales naturales, así como con materiales de restauración envolventes de diferentes shades, para poder cuantificar de manera exacta cual es la influencia de la luminosidad, croma y tono en el potencial de adaptación cromática global CAP₀₀.

En relación al TAP₀₀ el promedio de los valores obtenidos, así como los valores de ΔTP_{00_1} y ΔTP_{00_2} , se muestran en la Tabla 4.4.

	ΔTP_{00_1}	ΔTP_{00_2}	TAP ₀₀
B2-O	4,89 (0,65)	0,29 (0,21)	0,94 (0,04)
B2-H	1,74 (0,19)	1,30 (0,37)	0,25 (0,21)
B2-F	0,50 (0,47)	0,54 (0,26)	-0,06 (0,51)
C2-O	6,12 (0,65)	0,87 (0,60)	0,86 (0,10)
C2-H	2,96 (0,19)	1,87 (0,24)	0,37 (0,08)
C2-F	0,75 (0,65)	0,54 (0,13)	0,28 (0,17)

Tabla 4.4. Valores promedio (SD) de las diferencias de translucidez (ΔTP_{00}) entre las muestras single (1) y duales (2), y TAP₀₀.

Valores positivos de TAP_{00} fueron hallados para todos los materiales evaluados, salvo para el FU en combinación con el shade B2B, igual que sucediera con el CAP_{00} . El conjunto de valores de TAP_{00} osciló entre -0,06 y 0,86, registrándose los valores más altos ($> 0,85$) para OM en ambos casos (para los dos materiales envolventes). Por el contrario, FU presentó nuevamente los menores valores para ambos shades, y tanto HA como FU registraron valores de TAP_{00} inferiores a 0,50. El análisis estadístico mostró diferencias significativas únicamente entre ΔTP_{00_1} y ΔTP_{00_2} para OM en ambos casos ($p < 0,05$), sin diferencias estadísticamente significativas para FU y HA en combinación con ninguno de los shades de FZ ($p \geq 0,05$). Los valores encontrados de ΔTP_{00_1} y ΔTP_{00_2} muestran como los cambios producidos en un composite al ser envuelto por otro material es un fenómeno real y no meramente visual, lo cual es evidenciado de acuerdo a la variabilidad entre ambas diferencias de traslucidez para un mismo material y shade. Todas las ΔTP_{00_1} se encontraron por debajo del TPT_{00} (0,62 unidades de TP_{00}), a excepción de FU combinado con B2B. Sin embargo, únicamente OM mostró ΔTP_{00_1} superiores al TAT_{00} en ambos casos, al igual que HA lo hizo combinado con C2B. En relación a ΔTP_{00_2} , su valor fue inferior al umbral de TAT_{00} (2,62 unidades de TP_{00}) para todos los materiales y shades. Dado que se ha introducido el TAP_{00} por primera vez como parámetro para la evaluación cuantitativa del potencial de adaptación de traslucidez de un material, no existen datos en otros trabajos que permitan comparar los resultados obtenidos.

De acuerdo a los resultados obtenidos de CAP_{00} y TAP_{00} entre los diferentes materiales y shades estudiados, se puede afirmar que ambos valores tienen una dependencia directa del tipo de material analizado. Según el fabricante, OM no contiene pigmentos, por lo que sus propiedades colorimétricas son determinadas por las características de las partículas de relleno y la composición de las mismas, las cuales están compuestas de dióxido de silicio (SiO_2) y de dióxido de circonio (ZrO_2) y tienen un tamaño uniforme en un formato supra-nano-esférico (260 nm). Dado que la traslucidez del material aumenta tras la polimerización, debido a la diferencia existente entre el índice de refracción de los monómeros antes y después de la polimerización (Pereira Sanchez *et al.*, 2019), ha permitido crear un compuesto de resina que responde a las longitudes de onda, reflejando una longitud de onda específica dentro del espacio de color dental

(Paravina *et al.*, 2007). Esta característica tan peculiar, le permite abarcar una amplia gama de colores empleando un único shade (one-shade) (Pereira Sanchez *et al.*, 2019).

Los shades B2B y C2B se utilizaron para imitar la superficie dental envolvente, ya que el B2B representa uno de los colores más claros y comunes empleados en restauraciones estéticas directas con resinas de composites, mientras que el C2B es equivalente a una estructura dental envolvente con un shade más oscuro. Para una mejor comprensión del rendimiento de este nuevo tipo de material, es necesario realizar futuros estudios que incluyan materiales envolventes con una gama más amplia de shades, tratando de establecer una relación entre el potencial de adaptación cromático y el material envolvente.

Los potenciales de adaptación de la luminosidad (LAP_{00}), del croma ($ChrAP_{00}$), del tono (HAP_{00}) y de la traslucidez (TAP_{00}), han sido introducidos por primera vez, al igual que el cálculo del CAP_{00} mediante el uso de la fórmula de diferencia de color CIEDE2000, demostrando su utilidad para evaluar de una forma más específica la capacidad del efecto camaleónico de diferentes materiales dentales con aplicación en odontología restauradora. Se pudo observar cómo estos potenciales de adaptación cromática mostraron una dependencia directa del material, siendo OM el que mostró los mejores resultados y, por tanto, tuvo la mayor capacidad de adaptarse al color, luminosidad, tono y traslucidez de la estructura envolvente. Además, el comportamiento de estos materiales fue uniforme, presentando valores constantes e inferiores al umbral de perceptibilidad a lo largo de su superficie, sin mostrar una dependencia con la proximidad al material envolvente.

Desde un punto de vista clínico, las resinas de composite one-shade, con un gran potencial de adaptación de color y traslucidez, pueden simplificar el proceso de selección del color dental, proporcionando mejores resultados estéticos, ya que estos materiales podrían facilitar las situaciones donde la selección del color sea difícil y compleja. Las posibles desigualdades de color y traslucidez entre la resina de composite y las estructuras dentales objeto de restauración podrían compensarse, permitiendo mejorar el aspecto estético y ofreciendo restauraciones con un aspecto más natural.

4.2.2. Propiedades ópticas

Scattering

Los valores medios y SD del coeficiente de scattering de Kubelka-Munk (S) para todas las muestras y espesores evaluados se muestran en la Figura 4.8. Los valores de S para todos los materiales y espesores presentaron un comportamiento similar, con valores del VAF comprendidos en un rango desde el 93,0% al 99,9%. El valor máximo del coeficiente de scattering se obtuvo, en todos los casos, para longitudes de onda próximas a los 450 nm, mientras que para longitudes de onda superiores a ésta, los valores de S decrecen a medida que la longitud de onda aumenta. Así, podemos afirmar que todos los materiales evaluados presentaron principalmente dispersión de la luz azul, lo que es compatible con el fenómeno de opalescencia reportado previamente en estructuras dentales naturales.

Todos los materiales presentaron diferencias estadísticamente significativas al compararse espesores semejantes entre sí ($p < 0,001$). Por otro lado, se encontró un aumento estadísticamente significativo ($p < 0,001$) del valor de S con el espesor para cada material a nivel individual, siendo FU el material que obtuvo mayores valores para los tres espesores y el OM el que obtuvo los menores valores, de forma general.

Teniendo en cuenta que el fenómeno de scattering depende directamente del tamaño (Pecho *et al.*, 2016a) y la forma (Pérez *et al.*, 2016b) de las partículas de relleno que componen la resina de composite y, que en este caso, tanto OM como FU presentan, siempre de acuerdo a los fabricantes, tamaños de partículas de relleno inferiores a la longitud de onda del rango visible, ninguno de los dos deberían de dispersar la luz visible. Sin embargo, en el caso de FU se encontraron valores altos de S para todos los espesores, lo que sugiere la posible presencia de partículas de óxidos inorgánicos (como el oxihidróxido de hierro), que son añadidos habitualmente a la resinas de composite a modo de pigmentos para la obtención de colores semejantes a los de las estructuras naturales (Emami *et al.*, 2005; Klapdohr & Moszner, 2005).

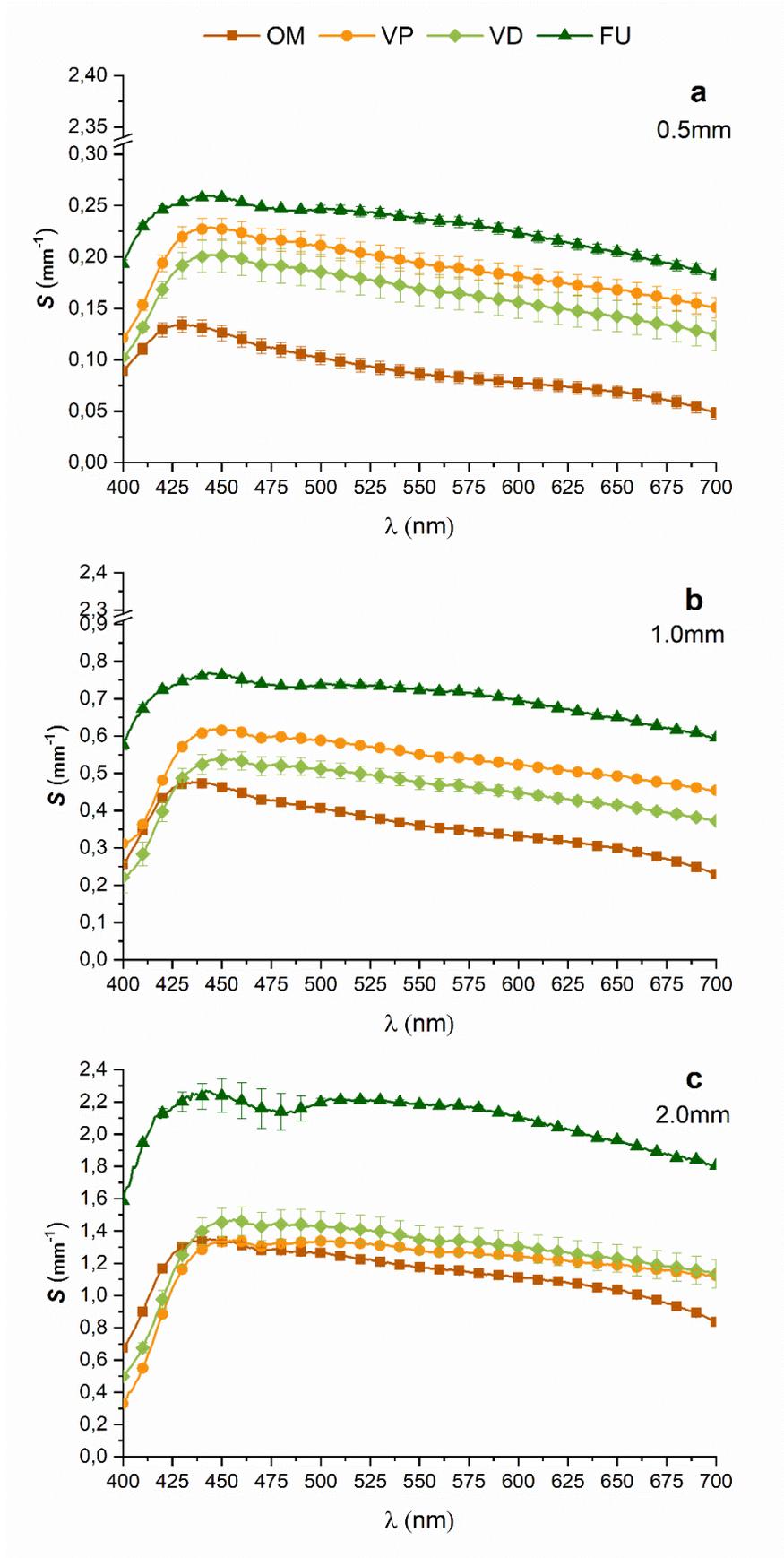


Figura 4.8. Valores medios y SD del coeficiente de scattering (S) para todos los materiales y espesores. a. 0,5 mm; b. 1,0 mm; c. 2,0 mm.

Por último, la falta de pigmentos en la composición del OM junto con la forma esférica de sus partículas de relleno, que contrasta con las formas irregulares de la mayoría de las partículas de relleno y pigmentos presentes en la mayoría de resinas de composite convencionales, podrían justificar los valores de S significativamente inferiores hallados.

Absorción

Los valores del coeficiente de absorción de Kubelka-Munk (K) obtenidos para todos los materiales y espesores fueron similares, aunque su comportamiento espectral mostró un rango de valores VAF (80,5% - 99,9%) mayor que para S . El comportamiento espectral de K muestra una tendencia decreciente a medida que aumenta la longitud de onda, encontrándose valores inferiores para longitudes de onda largas y presentando una mayor absorción en la región de las longitudes de onda cortas. FU fue el material que, de manera general y, para la mayoría de longitudes de onda presentó valores superiores en todos los espesores, al compararlo con los tres materiales one-shade. OM obtuvo los menores valores de K , siendo esto coherente con los resultados mostrados previamente en relación al coeficiente de scattering, ya que este material presenta la menor dispersión. Estos valores medios y sus SD se muestran en la Figura 4.9, donde se presentan los resultados para los tres espesores analizados de forma independiente.

El análisis estadístico mostró diferencias estadísticamente significativas entre todos los materiales al comparar espesores semejantes ($p < 0,001$), salvo para VD y VP para el espesor de 1,0 mm ($p = 0,870$). Al igual que con S , se obtuvo un incremento significativo de K con el aumento del espesor ($p < 0,001$) para todos los materiales.

Cabe destacar la dependencia de K con la matriz de la resina de composite y la presencia de pigmentos en esta (Arikawa *et al.*, 2007). En el caso de FU y dada la presencia de pigmentos inorgánicos, así como una composición diferente de la matriz orgánica de la resina de composite, este material mostró valores de K diferentes a los demás materiales analizados, siendo superiores a los de los tres materiales one-shade para todos los espesores estudiados. Del mismo modo, los valores más bajos encontrados para los tres materiales one-shade (especialmente OM) podrían ser debidos a la ausencia de pigmentos en su composición, así como al tamaño y forma de sus partículas de relleno.

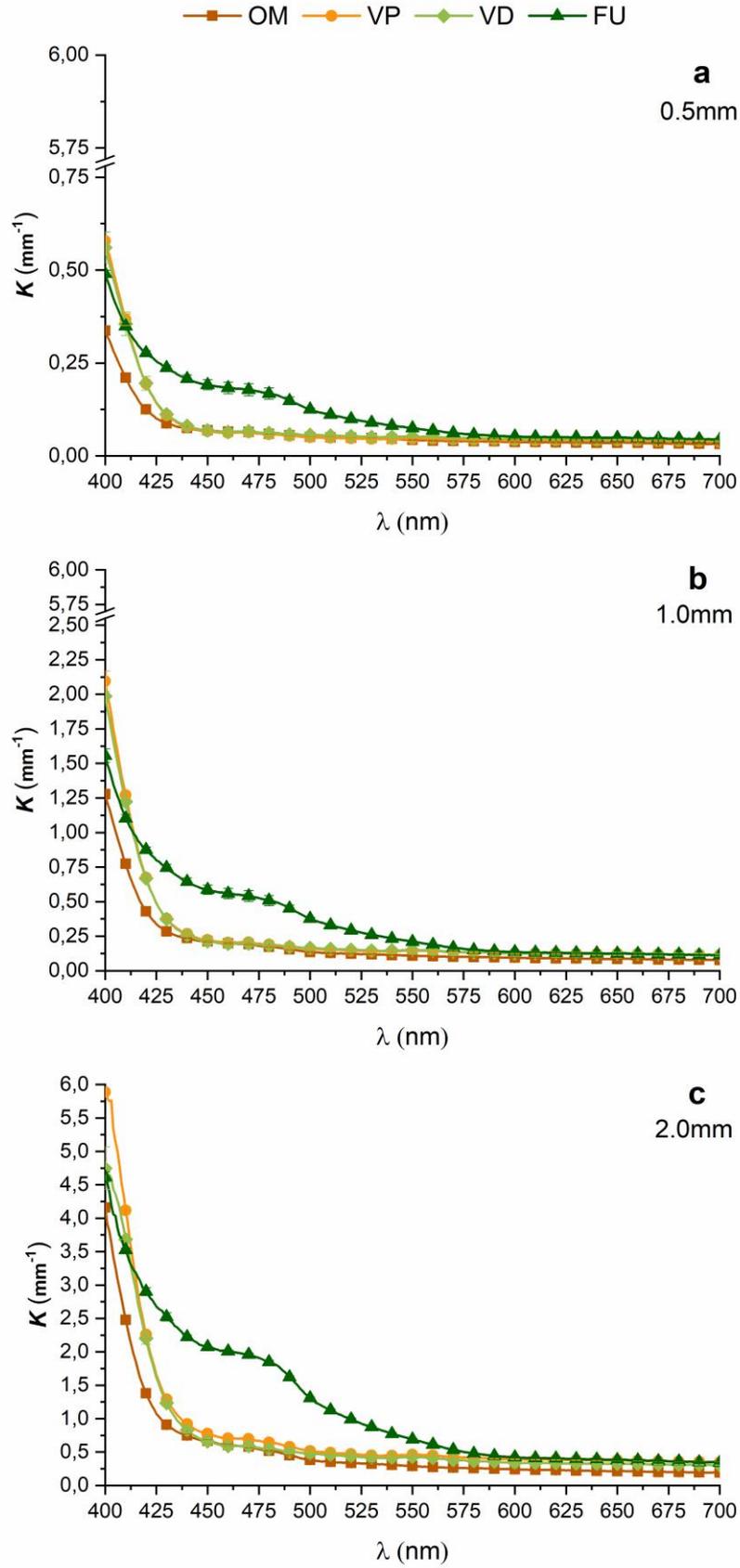


Figura 4.9. Valores medios y SD del coeficiente de absorción (K) para todos los materiales y espesores. a. 0,5 mm; b. 1,0 mm; c. 2,0 mm.

Transmitancia

Los valores medios y SD para $T\%$ se muestran en la Figura 4.10. Como cabría esperar, se encuentra una clara influencia del espesor, disminuyendo los valores de $T\%$ para todos los materiales y todas las longitudes de onda al aumentar el espesor. Esta influencia se reflejó también en el análisis estadístico, donde se encontró un decrecimiento, con diferencias estadísticamente significativas, de los valores de $T\%$ ($p < 0,001$) para todos los materiales a medida que el espesor de la muestra aumenta.

El comportamiento espectral de $T\%$ fue similar para todos los materiales one-shade, registrando valores VAF superiores al 80,0%. Sin embargo, FU mostró un comportamiento espectral diferente a los demás materiales, reflejado en valores VAF considerablemente menores ($> 55,0\%$). Además, esta diferencia en el comportamiento espectral viene acompañada de valores inferiores de $T\%$ para todas las longitudes de onda, cuando se comparan con los materiales one-shade. Por otro lado, OM fue el material que mostró la mayor transmitancia para todos los casos y todas las longitudes de onda. Aunque el comportamiento de VP y VD es similar en los tres espesores, sus valores resultaron estadísticamente diferentes, ya que para todos los materiales con semejante espesor, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al compararse entre sí ($p \leq 0,001$). El material FU, el cual presentó los valores más inferiores de $T\%$ para todos los espesores analizados, tuvo un comportamiento diferente frente a los tres materiales one-shade, los cuales mostraron tendencias prácticamente similares. Este resultado era de esperar de acuerdo a los valores del coeficiente VAF mostrados anteriormente.

Por último, todos los materiales mostraron una tendencia creciente de los valores de $T\%$ a medida que aumenta la longitud de onda, en concordancia con los resultados obtenidos de S , donde la dispersión fue mayor para las longitudes de onda cortas. Estas variaciones tienen relación con el fenómeno de opalescencia presente en este tipo de materiales, así como en las estructuras dentales naturales y, cuya cuantificación mediante el parámetro OP -RT se muestra a continuación.

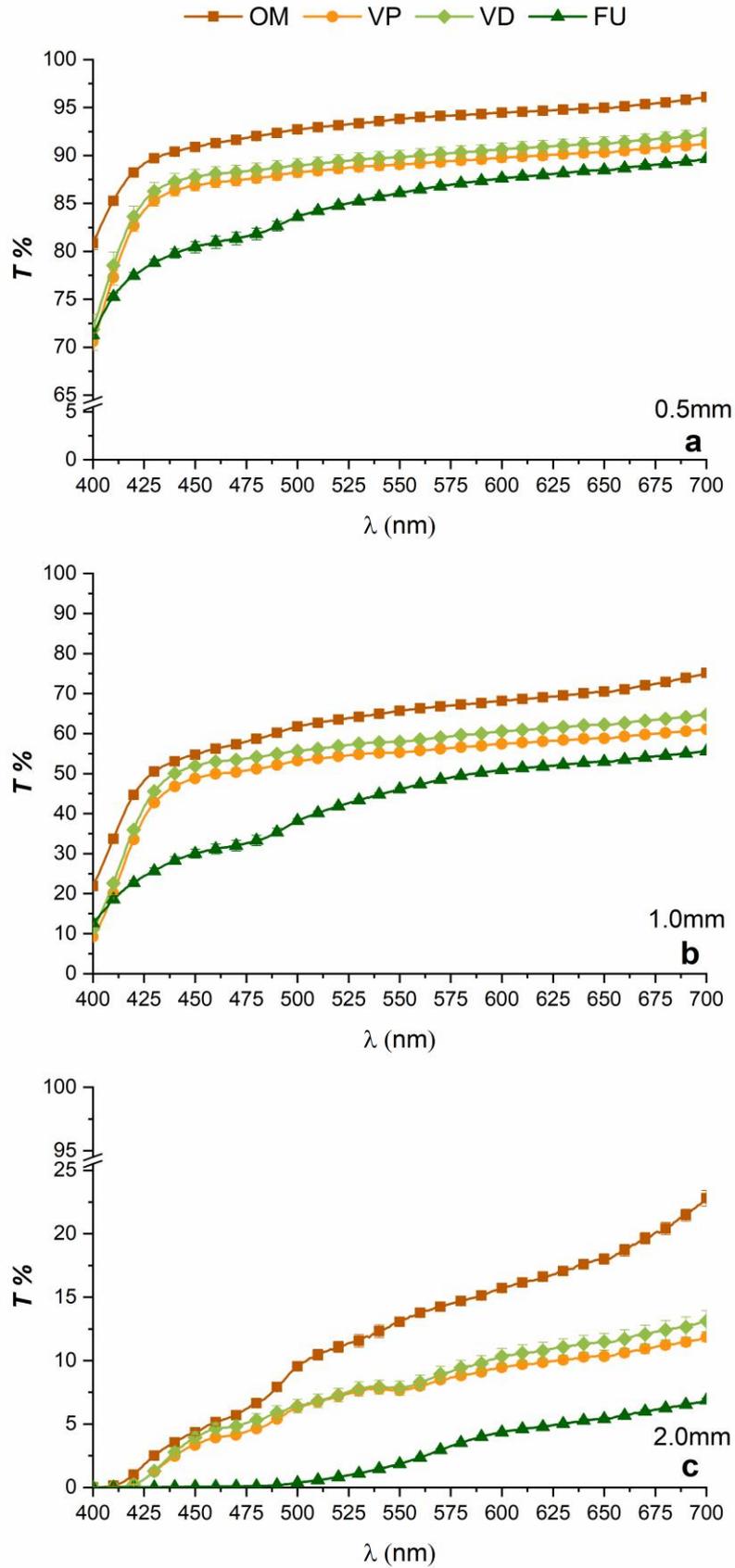


Figura 4.10. Valores medios y SD de transmitancia (T%) para todos los materiales y espesores. a. 0,5 mm; b. 1,0 mm; c. 2,0 mm.

Opalescencia

Los valores medios y SD del parámetro *OP-RT* para todos los materiales y espesores analizados se muestran en la Tabla 4.5. VP obtuvo los valores más bajos, salvo para el espesor de 0,5 mm, donde VD mostró un valor ligeramente inferior (6,04 unidades). Para espesores de 1,0 y 2,0 mm, FU mostró los valores más altos. Es importante destacar que, tanto FU como VD, mostraron un incremento del *OP-RT* a medida que el espesor aumentaba. Este incremento fue, además, estadísticamente significativo ($p < 0,005$). En el caso de VP y OM, el valor de *OP-RT* permaneció constante, de manera general, con las variaciones del espesor de las muestras.

Materiales	Espesores	<i>OP-RT</i>
Omnichroma (OM)	0,5 mm	10,55 (0,39) Aa
	1,0 mm	10,39 (0,49) Ab
	2,0 mm	9,05 (0,11) Bc
Venus Pearl One (VP)	0,5 mm	6,81 (0,80) ABc
	1,0 mm	6,19 (0,08) Bd
	2,0 mm	6,99 (0,04) Ad
Venus Diamond One (VD)	0,5 mm	6,04 (0,11) Cc
	1,0 mm	8,28 (0,02) Bc
	2,0 mm	10,04 (0,24) Ab
Filtek Universal (FU)	0,5 mm	9,66 (0,10) Cb
	1,0 mm	13,37 (0,13) Ba
	2,0 mm	23,37 (0,52) Aa

Tabla 4.5. Valores promedio (SD) de *OP-RT* para todas las resinas de composite y espesores analizados. Las letras mayúsculas y minúsculas iguales hacen referencia a comparaciones estadísticamente no significativas entre diferentes espesores y un mismo material, y diferentes materiales y un mismo espesor respectivamente.

La opalescencia es una propiedad esencial de las estructuras dentales naturales, que radica fundamentalmente en el esmalte. Es por ello imprescindible que los materiales de restauración dental presenten esta misma propiedad (Garber *et al.*, 2000), la cual va a provocar cambios en la luminosidad, croma y tono según el tipo de luz incidente, consiguiendo así simular la apariencia real de las piezas dentales (Leinfelder, 2000). El rango de valores obtenido para todos los materiales y espesores evaluados (*OP-RT*: 6,04 – 23,37) se enmarca dentro de los valores reportados con anterioridad para diferentes resinas de composite (Arimoto *et al.*, 2010).

VP y VD presentaron valores de *OP-RT* considerablemente bajos para espesores clínicamente relevantes en restauraciones anteriores (como son 0,5 mm y 1,0 mm), en contraste con los valores medios de opalescencia reportados para el esmalte de las piezas dentales humanas (19,0 unidades para muestras de entre 0,8 – 1,1 mm de espesor; 23,0 unidades para muestras de entre 0,9 – 1,3 mm de espesor (Lee & Yu, 2007; Schmeling *et al.*, 2012)). Estas diferencias en opalescencia con respecto al esmalte dental, justifican en gran medida la recomendación del fabricante de estos materiales de ser usados únicamente en restauraciones posteriores.

En consecuencia, se puede concluir que, en caso de FU y VD, existe una relación entre la opalescencia y el espesor de las muestras, registrándose un aumento significativo de los valores de *OP-RT* al aumentar el espesor de las muestras, aunque ésta variará dependiendo del tipo de material (Lee *et al.*, 2005). Por otro lado, en el caso de OM y VP se puede considerar, de manera general, que el valor de *OP-RT* permanece constante frente a las variaciones del espesor de las muestras.

En la Figura 4.11 se representan las diferencias encontradas en los valores *OP-RT* entre los tres espesores analizados para cada material individualmente.

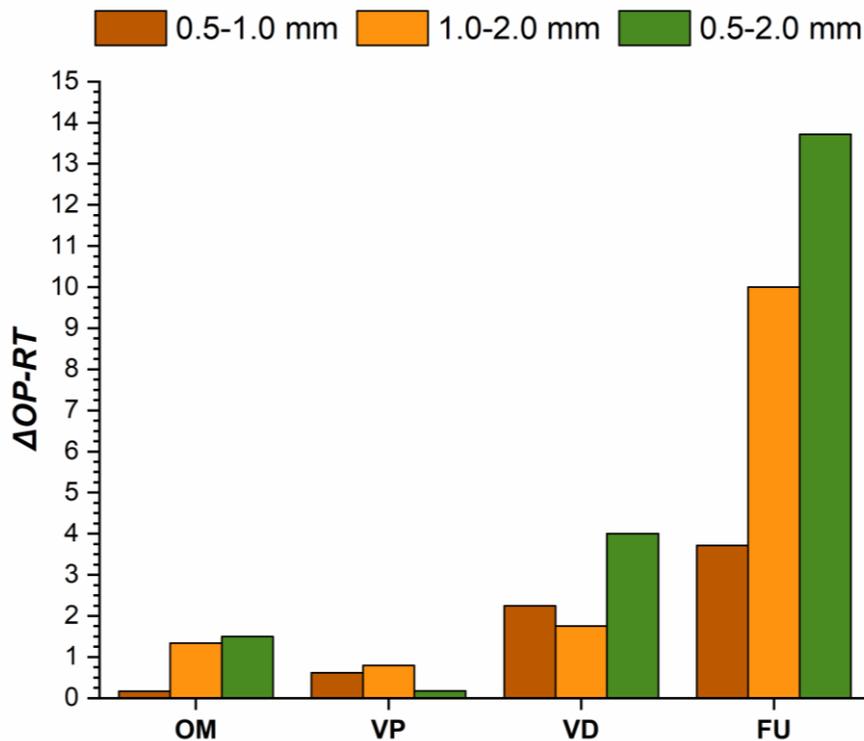


Figura 4.11. Diferencias en el parámetro de opalescencia (*OP-RT*) entre espesores para cada material.

Algunos autores han determinado un aumento significativo de la opalescencia para muestras de resinas de composite con grosores superiores a 1,0 mm (Arimoto *et al.*, 2010). No obstante, dado que la densidad de las partículas de relleno aumenta con el espesor de la muestra, es de esperar que la opalescencia también lo haga con el aumento del espesor (Tabatabaei *et al.*, 2019), salvo en el caso de que la muestra sea altamente translúcida, lo que neutralizaría el efecto del espesor (Berns, 2000), hecho que sucede para las muestras de 2,0 mm de los materiales OM y VP.

Traslucidez

El parámetro de translucidez (TP) de todas las muestras incluidas en este estudio fue calculado empleando las fórmulas CIELAB (TP_{ab}) y CIEDE2000 (TP_{00}). Los resultados promedio obtenidos y SD se recogen en la Tabla 4.6. También, se muestran las diferencias estadísticas halladas al comparar los diferentes materiales de igual espesor entre sí y, los diferentes espesores de un mismo material entre sí.

Materiales	Espesores	TP_{ab}	TP_{00}
Omnichroma (OM)	0,5 mm	43,45 (0,99) Aa	34,01 (0,90) Aa
	1,0 mm	33,45 (0,11) Ba	24,89 (0,07) Ba
	2,0 mm	25,67 (0,27) Ca	18,16 (0,23) Ca
Venus Pearl One (VP)	0,5 mm	31,57 (0,85) Ab	23,18 (0,71) Ab
	1,0 mm	25,02 (0,14) Bc	18,13 (0,15) Bc
	2,0 mm	20,74 (0,30) Cb	14,95 (0,21) Cb
Venus Diamond One (VD)	0,5 mm	33,19 (1,39) Ab	24,78 (1,23) Ab
	1,0 mm	26,94 (0,13) Bb	19,83 (0,06) Bb
	2,0 mm	20,58 (0,76) Cb	14,87 (0,67) Cb
Filtek Universal (FU)	0,5 mm	29,34 (0,09) Ac	20,81 (0,28) Ac
	1,0 mm	23,35 (0,06) Bd	15,36 (0,16) Bd
	2,0 mm	16,36 (0,11) Cc	9,93 (0,01) Cc

Tabla 4.6. Valores promedio (SD) de TP_{ab} y TP_{00} para todas las resinas de composite y espesores analizados. Las letras mayúsculas y minúsculas iguales hacen referencia a comparaciones estadísticamente no significativas entre diferentes espesores de un mismo material, y diferentes materiales con un mismo espesor respectivamente.

Como cabría esperar, atendiendo tanto a los resultados de diferentes trabajos que describen la relación entre el espesor y la translucidez para materiales dentales (Unalan & Degirmenci, 2018; Tabatabaian *et al.*, 2020), así como a los resultados presentados anteriormente para S , K y T , se encontró una disminución de los valores de TP_{ab} y TP_{00} a medida que aumentó el espesor de las muestras, encontrando diferencias estadísticamente significativas para todos los espesores ($p < 0,005$). Los valores máximos y mínimos de TP_{ab} y TP_{00} se encontraron para OM y FU, para todos los espesores, respectivamente. Además, los valores fueron estadísticamente diferentes ($p < 0,005$). Por el contrario, VP y VD no mostraron diferencias estadísticamente

significativas para los parámetros de translucidez estudiados, salvo para el espesor de 1,0 mm.

En un estudio reciente (Dunbar *et al.*, 2020), se evaluó el TP_{ab} de OM y FU para un espesor de 2,0 mm, obteniendo valores de 12,84 y 6,86 unidades CIELAB respectivamente. Estos resultados difieren de los resultados obtenidos en este estudio para el mismo espesor (25,67 y 16,36 unidades CIELAB, respectivamente). Esta discrepancia podría ser debida, principalmente, a las diferentes condiciones experimentales, en concreto, a los backgrounds blanco y negro empleados para las medidas de las reflectancias espectrales. Estudios anteriores desarrollados en el Laboratory of Biomaterials Optics (LBO), en los que se emplearon los mismos backgrounds utilizados, mostraron un rango de valores para TP_{ab} de resinas de composite similar al encontrado en este estudio (Pecho *et al.*, 2016a).

Diferentes estudios han señalado la influencia que puede tener la composición de la matriz de la resina de composite en la translucidez del material (Azzopardi *et al.*, 2009; Miletic *et al.*, 2017), encontrando que los composites con matriz BisGMA muestran valores de TP mayores a los basados en UDMA o TEGDMA, debido a que el BisGMA tiene un índice de refracción más cercano a las partículas de sílice (Ota *et al.*, 2012). Por otro lado, también se ha reportado una correlación negativa entre el contenido de relleno y los valores de TP , cuando el tamaño de las partículas de relleno permanece constante (Lee, 2008). VP y VD tienen la misma composición de la matriz orgánica, patentada por su fabricante (Tabla 4.2), aunque un etiquetado comercial diferente, por lo que debido a la falta de información por parte del fabricante no es posible analizar de manera más precisa las pequeñas diferencias encontradas entre los dos materiales, así como su diferencia con el resto de los materiales. Sin embargo, OM, compuesto con una matriz de UDMA/TEGDMA y un alto contenido en partículas de relleno, presentó los valores más altos de TP .

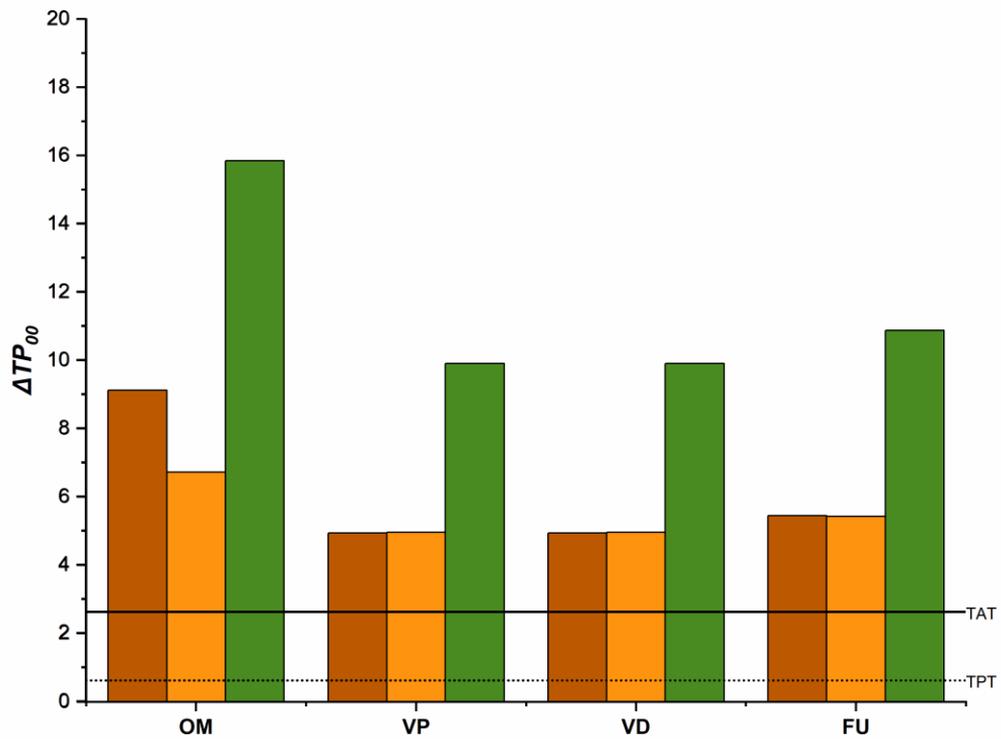
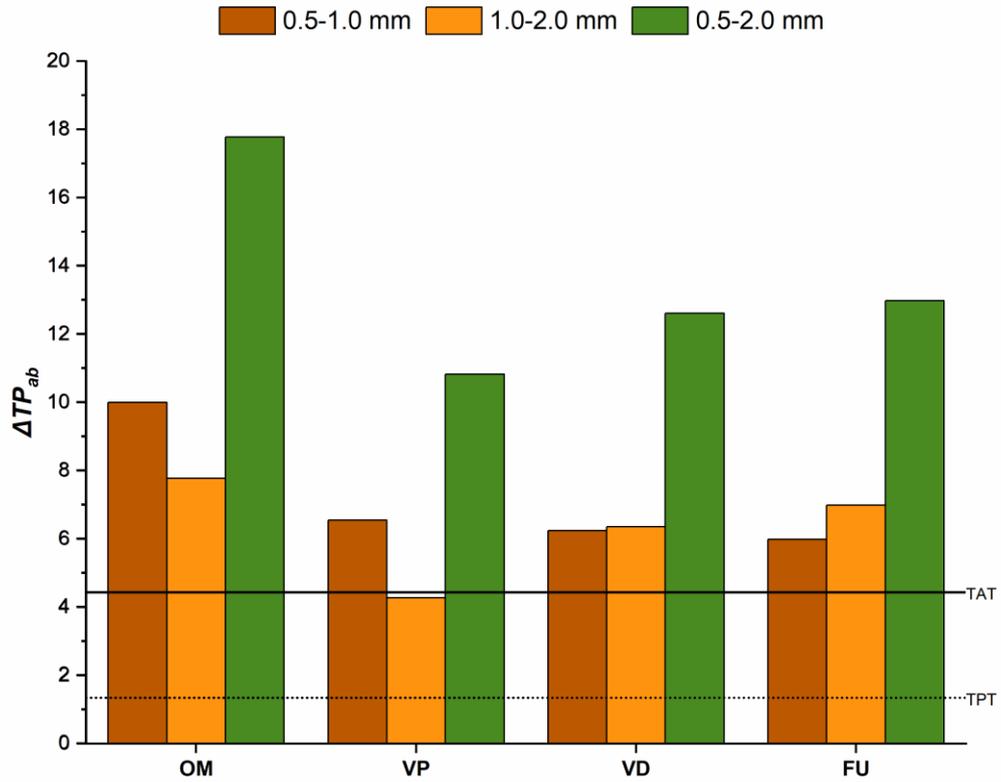


Figura 4.12. Diferencias en el parámetro de traslucidez (TP_{ab} y TP_{00}) entre espesores para cada material. El umbral de perceptibilidad (TPT) se indica como una línea de puntos mientras que el umbral de aceptabilidad (TAT) es representado mediante una línea continua.

Para entender mejor los cambios en TP en función del espesor de la muestra, se calcularon las diferencias (ΔTP) entre los 3 espesores para cada material individualmente, y se interpretaron en base a sus respectivos umbrales de perceptibilidad (TPT) y aceptabilidad (TAT) (Salas *et al.*, 2018). Los resultados de este análisis se muestran en la Figura 4.12. Todas las comparaciones entre distintos espesores de un mismo material resultaron superiores a los respectivos umbrales de TAT, excepto para VP 1,0 – 2,0 mm, que mostró una diferencia de 4,27 unidades CIELAB, siendo ligeramente inferior a su correspondiente TAT_{ab} (4,43). OM fue el material que mostró mayores diferencias entre los tres espesores para los dos parámetros evaluados.

La alta traslucidez de este tipo de materiales one-shade parece deberse a la diferencia existente en el índice de refracción (n) entre las partículas de relleno y la matriz orgánica de la resina de composite (Kolb *et al.*, 2020). Cuando los n de los componentes orgánicos e inorgánicos de las resinas de composite son muy similares, estos resultan en una alta traslucidez. Sin embargo, el n de los composites cambia después de la polimerización (Ota *et al.*, 2012; Kolb *et al.*, 2020). Concretamente, se ha informado de que el n de OM cambió de 1,47 a 1,52 tras ser fotopolimerizado (Pereira Sanchez *et al.*, 2019). De acuerdo al fabricante (*Tokuyama Dental America*), la alta traslucidez de OM es debida a la combinación específica de las partículas esféricas uniformes de 260 nm y el contenido de las mismas en el composite, resultando, tras polimerizar, el n de la resina de composite similar al de las partículas de relleno. Un estudio reciente evaluó la cantidad de relleno en las resinas de composite OM, obteniendo que una disminución de ésta afecta de manera significativa al valor del CAP (Arai *et al.*, 2020), por lo que es posible asumir que una alta traslucidez del material va a implicar un alto valor de CAP, que será de gran utilidad en restauraciones de dientes posteriores (Pereira Sanchez *et al.*, 2019; Durand *et al.*, 2020). No obstante, también puede limitar su uso en restauraciones con una alta demanda estética, ya que materiales con un alto nivel de traslucidez pueden resultar en restauraciones de aspecto grisáceo, especialmente en dientes anteriores, debido al efecto que el fondo oscuro presente en la cavidad oral pueda tener sobre la apariencia de la restauración (de Abreu *et al.*, 2020).

Comprender el comportamiento óptico de las resinas de composite one-shade es esencial para obtener su máximo rendimiento clínico. Aunque el comportamiento espectral de las propiedades ópticas (S , K y T), de la translucidez y la opalescencia de las resinas de composite one-shade fue similar al de las resinas de composite convencionales de un color (shade) determinado, los valores de todas estas propiedades ópticas variaron significativamente entre los diferentes tipos de materiales, mostrando, por lo tanto, una clara dependencia del material. Además, se observó una correlación significativa entre el espesor de las muestras y los valores de las propiedades mencionadas, encontrando que a medida que aumentaba el espesor, aumentó también el scattering y la absorción de la luz, mientras que la transmitancia y el parámetro de translucidez de las muestras, disminuyeron. Sin embargo, el parámetro de opalescencia ($OP-RT$) mostró dos comportamientos diferentes, aumentando con el espesor sólo en el caso de VD, mientras que para OM y VP, la opalescencia de las muestras se mantuvo constante.

Es importante analizar y comprender las variaciones en las propiedades ópticas de los distintos tipos y clases de materiales de restauración dental directa, ya que, clínicamente, las cavidades dentales difieren en tamaño y posición, teniendo diferentes colores de fondo (background), por lo que los grosores de las resinas de composite aplicadas en las restauraciones podrían ser diferentes al igual que las demandas estéticas. Describir el comportamiento óptico de los materiales one-shade puede ayudar a los odontólogos clínicos en la selección del material para diferentes situaciones clínicas, aumentando así la posibilidad de éxito de una restauración.

Capítulo 5

INCONSTANCIA DEL COLOR DE LAS ESTRUCTURAS DENTALES NATURALES

5.1. Introducción

Actualmente y desde las últimas décadas los iluminantes LED (diodo emisor de luz) están en un continuo aumento de demanda y popularidad debido a la gran cantidad de beneficios que ofrecen, entre los cuales podemos destacar su bajo coste de producción así como su gran eficiencia energética. Esto ha permitido que estos tipos de iluminantes sustituyan las fuentes de luz tradicionales en la mayoría de las aplicaciones (Sanderson & Simons, 2014). No obstante, es necesario puntualizar que presentan ciertos inconvenientes, como por ejemplo en el caso de los LED blancos, valores altos de intensidad en zonas muy estrechas (picos) en sus distribuciones de potencia espectral (SPD), hecho que no sucede en los iluminantes estándares tradicionales propuestos por la CIE, como el D65 y el A (CIE, 2019), aunque este último en clara desaparición. Debido al actual auge de este tipo de fuentes de iluminación, la CIE ha propuesto una estandarización de estos iluminantes, que se ha traducido en la incorporación de las SPD de un total de nueve iluminantes LED blancos en su último Technical Report (CIE, 2019), a modo de representación de todas las fuentes de luz LED blancas existentes actualmente (Jost *et al.*, 2017). Las SPD de estos nuevos iluminantes LED han sido obtenidas a partir de 1298 LED blancos que actualmente se encuentran comercializados, quedando sus temperaturas correlacionadas de color (CCT) recogidas en un rango entre 2724K y 6598K.

Algunas fuentes de luz que se comercializan en la actualidad están conformadas por múltiples tipos de LED y tratan de simular alguno de los nuevos iluminantes propuestos por la CIE (Lv *et al.*, 2019). Este tipo de iluminantes se están utilizando para tareas de discriminación cromática en el campo de la odontología estética restauradora.

Por ello, resulta de gran interés incorporar estos iluminantes LED en los estudios sobre la evaluación y el juicio visual del color en el campo de la odontología estética restauradora. Hasta el momento, la influencia de estos nuevos iluminantes LED solo se ha estudiado para algunas aplicaciones específicas relacionadas con la industria cosmética (Melgosa *et al.*, 2018), así como para valorar su interacción con la iluminación de obras de arte en museos (Martínez-Domingo *et al.*, 2019). En este capítulo se estudiará la influencia de los mismos en el campo de la odontología estética, mediante la evaluación del fenómeno de inconstancia del color sobre las estructuras dentales naturales humanas.

5.2. Material y método

5.2.1. Selección de pacientes

Para la ejecución del estudio que recoge este capítulo, se realizó inicialmente, un análisis de potencia a priori para calcular el tamaño de muestra necesario, utilizando el software GPower 3.1.9.7 (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Alemania) (Faul *et al.*, 2007). Para este análisis, se asumió un tamaño del efecto de 0,25, un alfa de 0,05 y una potencia de 0,80, resultando un tamaño mínimo de la muestra de 22 participantes/muestras. Por ello, se reclutaron un total de 40 participantes, de los cuales 36 cumplieron los criterios de inclusión/exclusión expuestos a continuación, para la medida de la reflectancia espectral de sus cuatro piezas dentales incisivas superiores. Posteriormente sería seleccionada una sola pieza dental de cada participante de manera aleatoria.

Criterios de inclusión:

- Adultos de edad comprendida entre los 18 y 70 años.
- Todos los dientes objeto debían estar presentes y en sanas condiciones.
- Ausencia de restauraciones dentales y cualquier tipo de ortodoncia sobre las piezas objeto.
- Las 4 piezas han de estar en posición normal, completamente alineadas sin ningún tipo de desviación o rotación.

Criterios de exclusión:

- Presencia de cualquier tipo de restauración dental sobre cualquiera de las piezas objeto.
- Alteraciones en la posición de alguna de las piezas dentales objeto.
- Cualquier tipo de defecto y/o alteración cromática que pueda tener influencia sobre la medida del color.

El cumplimiento de estos criterios fue valorado de manera independiente por dos profesionales odontólogos con amplia experiencia clínica, que han colaborado en la realización del presente estudio. Es importante señalar que estos criterios fueron de aplicación únicamente sobre las piezas dentales objeto de medida, en concreto sobre los cuatro incisivos centrales superiores, que de acuerdo con la clasificación de la FDI (*Fédération Dentaire Internationale*), son las piezas número 12, 11, 21 y 22 (Figura 5.1).

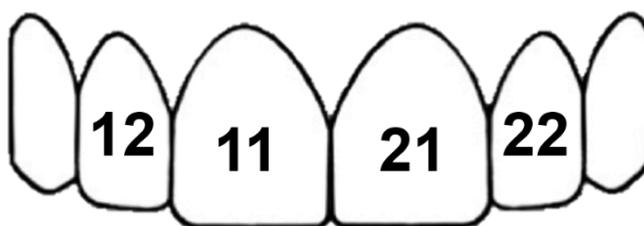


Figura 5.1. Numeración de las piezas dentales de acuerdo a la FDI seleccionadas para el estudio.

Todos los participantes en el estudio recibieron un informe de consentimiento informado, donde se recogía y explicaba toda la información al respecto del estudio a llevar a cabo así como del protocolo de medida en el que iban a estar inmersos. Además, se les atendió de manera individualizada cualquier duda o cuestión generada al respecto.

El protocolo experimental llevado a cabo en el presente estudio fue diseñado de acuerdo a las guías establecidas en la declaración de Helsinki de la WMA (*World Medical Association*), que establece los principios éticos para las investigaciones médicas con seres humanos. Previo al comienzo del estudio, el protocolo fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación Humana (CEIH) de la Universidad de Granada, con referencia REF: 829/CEIH/2019.

5.2.2. Medidas experimentales

Para la medida de las reflectancias espectrales de estructuras dentales naturales *in-vivo*, fue necesario modificar y adaptar el montaje experimental descrito en el apartado 3.1.2 de la presente memoria de esta Tesis Doctoral, sustituyendo el soporte de desplazamiento tridimensional por una mentonera/apoya-frentes regulable en el eje Y, similar a las de uso en la práctica optométrica y oftalmológica. De esta forma se aseguraba que el sujeto permanecería en un mismo plano durante la realización de la medida, y nos permitiría ajustar su posición (Figura 5.2). Cada uno de los participantes usó un separador labial durante todo el proceso de medida.

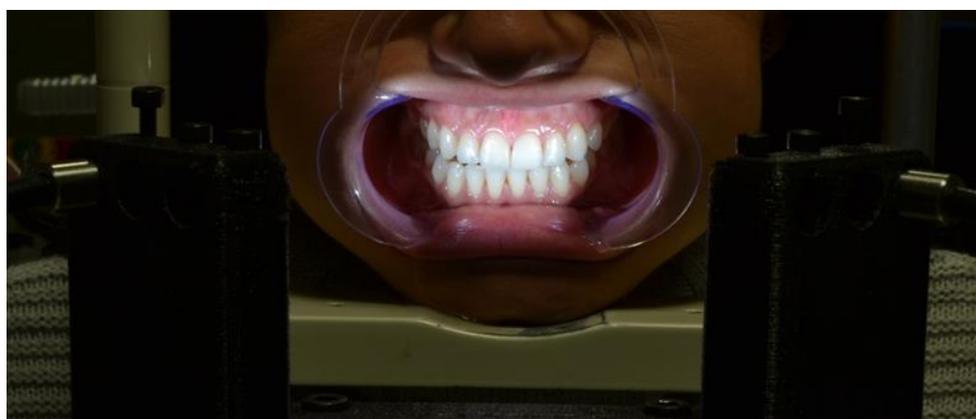


Figura 5.2. Medida *in-vivo* de reflectancias espectrales de piezas dentales sobre mentonera/apoya-frentes.

Además, se acopló a la base del espectroradiómetro un sistema de desplazamiento transversal al banco óptico, que permitiera un desplazamiento horizontal uniforme y controlado, para la medida de diferentes piezas dentales de un mismo sujeto sin alterar la geometría de iluminación/medición.

El protocolo aplicado fue el descrito en el apartado 3.1.3 de esta memoria. Sin embargo, cabe destacar que fue necesario realizar los pasos 3 y 4 del mismo de manera individualizada para cada participante, dependiendo de las características morfológicas faciales y mandibulares de cada uno. Del mismo modo, no se utilizó ningún background para la medida de reflectancias, simulando así las condiciones clínicas de observación a la hora de realizar igualaciones de color y considerando como tal la propia cavidad oral

del sujeto, requiriendo de su colaboración para que la lengua quedara completamente retraída y sin entrar en contacto alguno con ninguna pieza dental.

Para cada una de las piezas dentales se realizó una medida espectroradiométrica del tercio medio central de la cara vestibular, debido a que esta zona es la que define en mayor medida la apariencia colorimétrica de la pieza dental, por la presencia de esmalte y dentina (Figura 5.3).

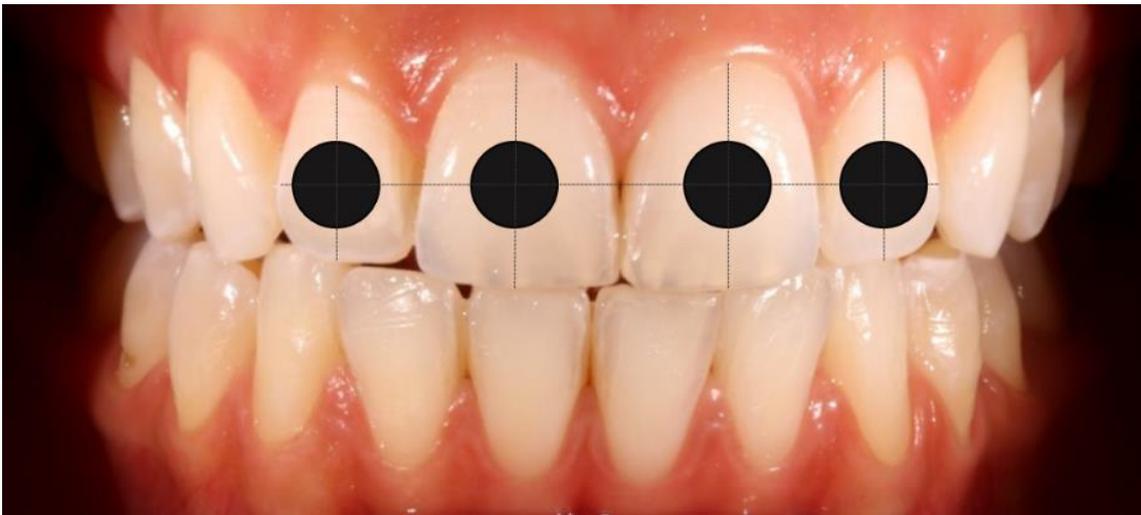


Figura 5.3. Área de medida de la reflectancia espectral sobre las cuatro piezas incisivas dentales superiores de un participante.

Para ello, fue necesario considerar el fenómeno de la deshidratación de las estructuras dentales, ya que es un fenómeno que tiene la capacidad de modificar las propiedades colorimétricas de estas estructuras, generalmente aumentando la luminosidad y blancura de las mismas. Este hecho se observa con frecuencia en la práctica clínica y se ha tratado de cuantificar de manera objetiva en varios trabajos de investigación (Russell *et al.*, 2000; Du *et al.*, 2012; Burki *et al.*, 2013; Suliman *et al.*, 2019; Hatırlı *et al.*, 2021). Sin embargo, dado que los diseños metodológicos son muy diferentes, no se obtienen unas conclusiones específicas ni concordantes que permitan su aplicabilidad a la práctica clínica. De manera general, estos trabajos han evaluado la deshidratación para tiempos \geq a 10 minutos, habiendo un único trabajo que lo evalúa para

intervalos de tiempo inferiores a 10 minutos y en el cual se registran cambios en el color a partir del primer minuto de deshidratación (Suliman *et al.*, 2019).

No obstante, un estudio reciente (Ruiz-López *et al.*, 2021) recoge de manera objetiva el cambio cromático y la variación en blancura de las piezas dentales *in-vivo*, realizando, por primera vez, medidas de la reflectancia espectral, espaciadas en el tiempo cada 2 minutos, desde 0 minutos hasta los 10 minutos de deshidratación. Según los resultados de este estudio, la deshidratación dental produce cambios estadísticamente significativos en todas las coordenadas cromáticas, excepto en la coordenada a^* , desde la medida inicial (0 minutos) hasta los 10 minutos de deshidratación. Además, las diferencias en el color dental producidas por la deshidratación son clínicamente perceptibles después de 2 minutos y clínicamente inaceptables después de 6 minutos. En cuanto a las variaciones en blancura, la deshidratación dental produce un aumento de la blancura estadísticamente significativo después de 2 minutos y clínicamente perceptible después de 4 minutos.

A pesar de las discrepancias entre este estudio y algunos de los trabajos publicados, resulta evidente que el fenómeno de deshidratación produce cambios clínicos y estadísticamente significativos en el color dental al cabo de pocos minutos, haciéndolos más blancos debido a una pérdida de cromaticidad y a un aumento de luminosidad. Es por ello que, de acuerdo a los resultados reportados en este estudio (Ruiz-López *et al.*, 2021), la medida de las reflectancias espectrales *in-vivo* de estructuras dentales para el estudio del fenómeno de la inconstancia del color bajo diferentes iluminantes fue realizada en un intervalo de tiempo inferior a 2 minutos desde que comenzara la exposición de las piezas dentales.

5.2.3. Iluminantes LED

A continuación se detallan de manera específica los nuevos iluminantes LED propuestos por la CIE (CIE, 2019), así como a qué gama de LED representan cada uno de ellos:

- LED B1, B2, B3, B4 y B5: corresponden a los LED blancos más utilizados actualmente, representando a los LED azules con diferentes temperaturas de color correlacionadas (CCT).
- LED BH1: Representa a los LED azules híbridos que combinan LED azules y LED rojos.
- LED V1 y V2: Engloba a los LED violetas con dos CCT diferentes.
- LED RGB1: Recoge la mezcla de LED de los colores rojo, verde y azul.

Las distribuciones de la potencia espectral (SPD) relativa de los nueve iluminantes LED propuestos por la CIE, junto con las de los dos iluminantes estándar CIE D65 y CIE A se presentan en la Figura 5.4:

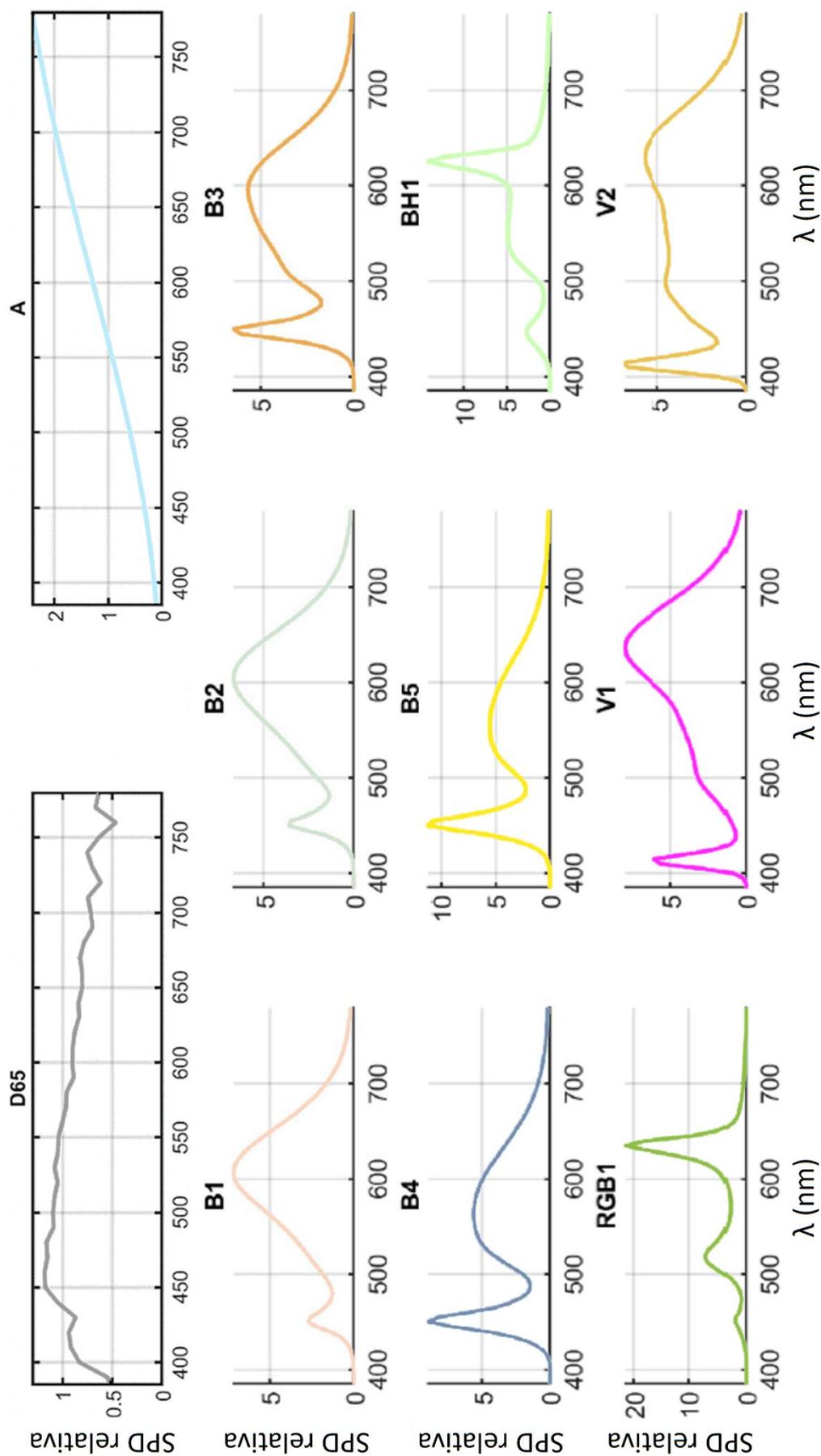


Figura 5.4. Distribuciones de la potencia espectral (SPD) relativa de los nueve iluminantes LED blancos propuestos por la CIE y los iluminantes estándar D65 y A

5.3. Cálculo computacional

Las reflectancias espectrales de las 36 piezas dentales incluidas para el análisis de la inconstancia del color de los nuevos iluminantes LED se muestran en la Figura 5.5:

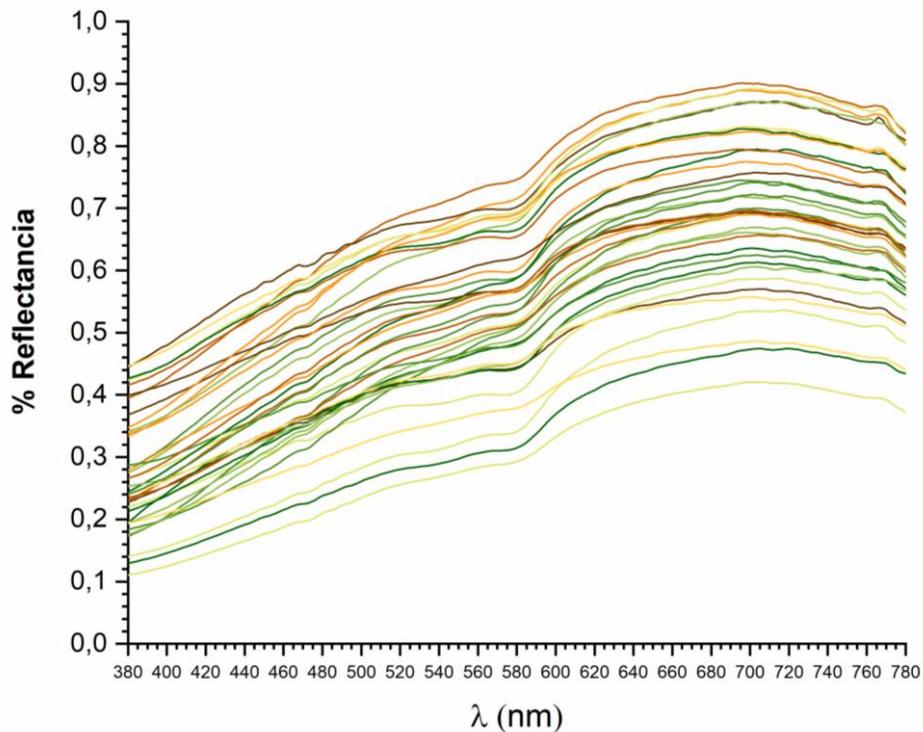


Figura 5.5. Reflectancias espectrales de las piezas dentales seleccionadas para su análisis.

5.3.1. Cálculo de colores correspondientes

Para calcular las coordenadas cromáticas de las piezas dentales bajo los diferentes iluminantes, partimos de sus reflectancias espectrales y, posteriormente se calculan sus valores triestímulo XYZ. A partir de los valores triestímulo XYZ se calcularán los colores correspondientes, es decir, aquellos dos colores que tienen una misma apariencia visual bajo dos iluminantes diferentes, pero diferentes valores triestímulo. La función transformación de adaptación cromática (CAT), permite calcular los valores triestímulo correspondientes al color medido bajo un iluminante α en función a un iluminante β .

Para el cálculo de colores correspondientes se empleó la transformación de adaptación cromática CAT16 (Li *et al.*, 2017, 2018), asumiendo una luminancia adaptante de $L_A = 64 \text{ cd/m}^2$, equivalente a una iluminancia fotópica de 1000 lux, un grado de adaptación $D = 1$ y un $F = 1$. Cabe destacar que aunque actualmente la transformación de adaptación cromática propuesta por la CIE está implementada en el modelo CIECAM02 (Fairchild, 2013), es muy probable que el modelo CIECAM16 sea aprobado por la CIE próximamente, y consecuentemente, CAT16, debido a su mejor rendimiento para diferentes conjuntos de datos visuales de distintos laboratorios (Li *et al.*, 2017, 2018). Además, este modelo y su correspondiente CAT, proponen una serie de mejoras frente a sus predecesores (Jiang *et al.*, 2015; Wang *et al.*, 2019).

A partir de los valores triestímulo correspondientes a las 36 piezas dentales calculados bajo el iluminante estándar CIE A y los nueve iluminantes LED, en función al iluminante estándar CIE D65, se calcularon sus respectivas coordenadas L^* , a^* y b^* . Es entonces cuando se pueden realizar comparaciones directas para el iluminante estándar CIE D65 y el observador estándar CIE 1931 2°, como condiciones de observación e iluminación comunes, manteniendo la apariencia visual de cada pieza dental calculada bajo cada iluminante.

El iluminante CIE D65 fue elegido como referencia para el cálculo de los colores correspondientes debido a que es el principal iluminante CIE, además de ser el recomendado para el cálculo de diferencias de color mediante el uso de la fórmula CIEDE2000 (CIE, 2019) y el recomendado por la ISO/TR28642:2016 para la medida del color en odontología (ISO, 2016).

5.3.2. Parámetros evaluados

El conjunto de las coordenadas cromáticas de las 36 piezas dentales evaluadas, para cada uno de los iluminantes estudiados, produjo una nube de puntos en el espacio de color CIELAB, que se considerarán como gamuts individuales para cada iluminante (Figura 5.6). Estos gamuts se caracterizan mediante los siguientes parámetros:

- Centro de gravedad: Es el promedio de todas las coordenadas cromáticas de las piezas dentales que componen el gamut, referidas como: \bar{L}^* , \bar{a}^* y \bar{b}^* .
- Rango: Desviación estándar (SD) de cada una de las coordenadas cromáticas de las piezas dentales que componen el gamut, referidas como: L_i^* , a_i^* y b_i^* .
- Mean Color Difference from the Mean (*MCDM*): Se define como el promedio de la diferencia de color euclídea (ΔE_{ab}) entre las muestras (piezas dentales) que componen el gamut y el centro de gravedad del mismo:

$$MCDM = \frac{\sum_{i=1}^N \left[(L_i^* - \bar{L}^*)^2 + (a_i^* - \bar{a}^*)^2 + (b_i^* - \bar{b}^*)^2 \right]^{\frac{1}{2}}}{N} \quad 5.1$$

- Volumen: Para calcular el volumen del gamut, fue necesario calcular primero la envolvente convexa 3D de las coordenadas cromáticas que conforman el gamut, siendo ésta el poliedro convexo que contiene todos los elementos con la menor área posible. En la Figura 5.6 puede verse a modo de ejemplo la envolvente convexa para el gamut generado por las coordenadas cromáticas correspondientes al iluminante D65.

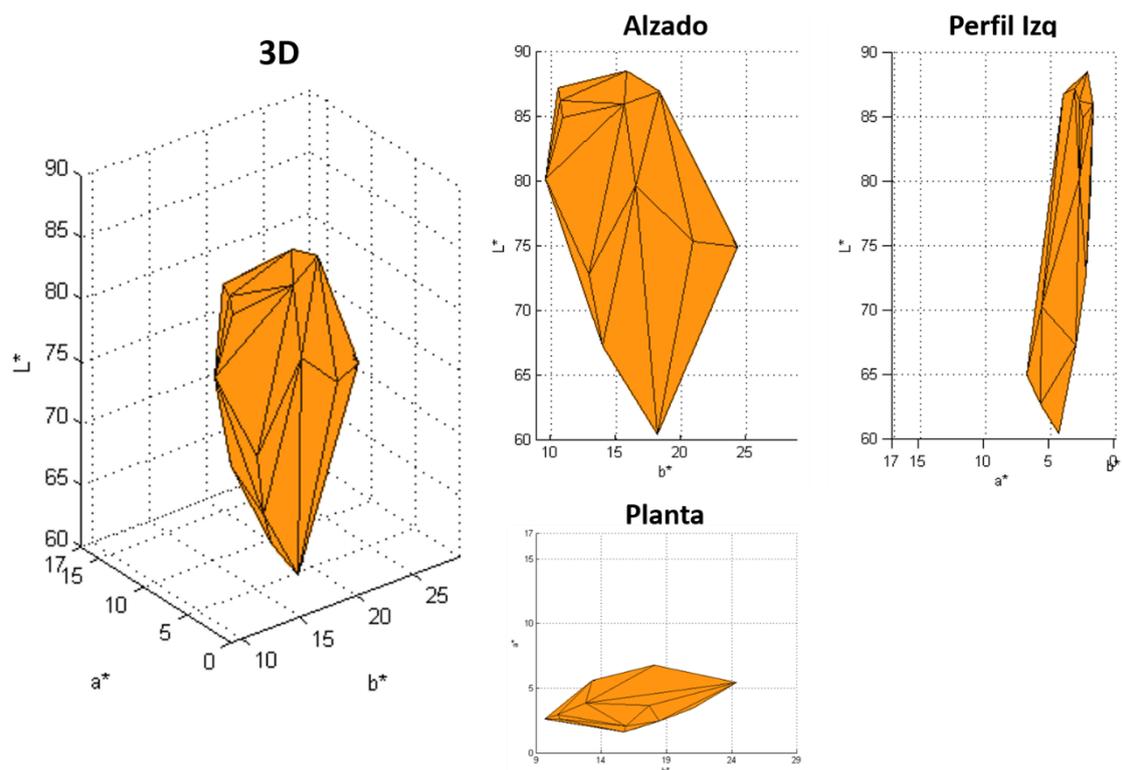


Figura 5.6. Envoltura convexa para el cálculo del volumen de los gamuts bajo D65 en diferentes perspectivas.

El término de inconstancia del color, tal y como ha sido introducido anteriormente, define la diferencia de color registrada para el mismo objeto bajo dos condiciones de observación diferentes (Fairchild, 2013). En el caso de nuestro estudio, las diferencias consisten exclusivamente en el iluminante usado, mientras que el observador utilizado en la computación se mantiene constante (Observador Estándar CIE 1931 2°). Para cuantificar la inconstancia del color, fueron empleadas las fórmulas de diferencia de color ΔE_{ab} y ΔE_{00} con respecto a los valores obtenidos con los iluminantes estándar CIE D65 y A, considerados como referencia debido a que el primero es el recomendado por la CIE (CIE, 2019) para simular las condiciones de iluminación en exteriores, mientras que el segundo es el recomendado para espacios interiores.

Consecuentemente, los resultados obtenidos con ambas fórmulas fueron divididos en sus tres atributos principales de color: luminosidad, croma y tono, para poder visualizar específicamente que porcentaje de la diferencia de color se atribuye a cada uno de ellos. Además, para evaluar los cambios específicos producidos en blancura, los cuales son de conocida relevancia en la práctica odontológica, se han calculado también los valores del

índice de blancura para odontología WI_D (Pérez *et al.*, 2016a) para cada uno de los iluminantes utilizados.

De manera adicional, se han valorado las diferencias de color, ΔE_{ab} y ΔE_{00} y las diferencias en blancura (ΔWI_D) entre cada una de las piezas dentales entre sí bajo cada uno de los diferentes iluminantes, sumando un total de 630 comparaciones para cada iluminante.

En cuanto al análisis estadístico, se estudió la distribución de los datos así como la igualdad de varianzas, mediante los test de Saphiro-Wilk y Levene respectivamente, para un nivel de significancia $\alpha = 0,05$, para cada iluminante. Cuando ambas condiciones fueron satisfechas, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) conjuntamente al test de comparaciones múltiples HSD Tukey para $p = 0,05$. Sin embargo, cuando las condiciones de normalidad e igualdad de varianzas no fueron cumplidas, se aplicó el test de comparaciones múltiples Games-Howell.

5.4. Resultados y discusión

Los resultados de este estudio se organizarán en tres apartados distintos para ayudar a diferenciar entre los hallazgos obtenidos:

- *Inconstancia del color:* se expondrán los resultados en relación al conjunto de las 36 piezas dentales para cada uno de los diferentes iluminantes.
- *Diferencias de color:* se incluirán los valores de las diferencias de color (ΔE) para los 630 pares de dientes resultantes de comparar las 36 estructuras dentales entre sí, bajo cada uno de los once iluminantes estudiados.
- *Blancura:* se expondrán los cambios de blancura en los diferentes conjuntos así como las variaciones ΔWI_D para los 630 pares de dientes resultantes de comparar las 36 estructuras dentales entre sí, bajo cada uno de los once iluminantes estudiados.

5.4.1. Inconstancia del color

Los parámetros descriptores \bar{L}^* , \bar{a}^* y \bar{b}^* , *MCDM* y volumen, de los gamuts generados por el grupo de 36 piezas dentales para cada uno de los once iluminantes estudiados se presentan en la Tabla 5.1.

Iluminantes	\bar{L}^*	\bar{a}^*	\bar{b}^*	<i>MCDM</i>	Volumen
D65	77,70 (7,09)	3,44 (1,17)	15,63 (3,53)	6,95	495,36
A	78,88 (6,99)	7,83 (1,41)	18,20 (3,16)	6,75	537,05
B1	78,94 (6,99)	6,28 (1,12)	18,45 (3,24)	6,74	488,40
B2	78,76 (7,01)	5,68 (1,11)	18,34 (3,33)	6,79	493,96
B3	78,26 (7,05)	3,72 (1,05)	17,80 (3,57)	6,93	491,51
B4	77,98 (7,08)	1,97 (0,93)	16,90 (3,66)	6,98	455,02
B5	77,71 (7,10)	1,48 (0,88)	15,46 (3,64)	6,97	424,63
BH1	78,93 (6,99)	6,73 (1,31)	19,56 (3,43)	6,87	585,17
V1	78,98 (6,98)	8,00 (1,43)	19,32 (3,29)	6,81	562,65
V2	78,28 (7,04)	5,72 (1,36)	17,68 (3,40)	6,89	532,21
RGB1	78,96 (6,98)	11,69 (2,07)	17,29 (2,80)	6,73	552,39

Tabla 5.1. Parámetros descriptivos (SD) de los once gamuts correspondientes a los diferentes iluminantes bajo los que se han estudiado las 36 piezas dentales.

Como se puede observar, los valores de la coordenada \bar{L}^* estuvieron comprendidos en un rango compacto, entre 77,70 y 78,98 unidades, mientras que para la coordenada \bar{b}^* , el rango osciló entre 15,46 y 19,56 unidades, y para la coordenada \bar{a}^* entre 1,48 y 11,69 unidades. El volumen de los gamuts osciló en un rango de 424,63 a 585,17 unidades cúbicas CIELAB, existiendo una variación del 27% entre los valores obtenidos bajo los distintos iluminantes, mientras que la variación del *MCDM* fue considerablemente menor (4%), con un rango comprendido entre 6,73 y 6,98 unidades CIELAB. Analizando estos valores, puede apreciarse como el centro de gravedad del gamut correspondiente al iluminante A, y con ello el grupo de las 36 piezas dentales, tiene una apariencia más rojiza y amarilla, debido al aumento registrado en las coordenadas a^* y b^* . Por el contrario, los valores registrados para el iluminante LED B5 fueron los valores mínimos para las coordenadas a^* y b^* , siendo menos rojizo y ligeramente menos amarillo que el iluminante D65. Los valores máximos para las coordenadas a^* y b^* se obtuvieron para el iluminante LED RGB1 y el LED BH1 respectivamente.

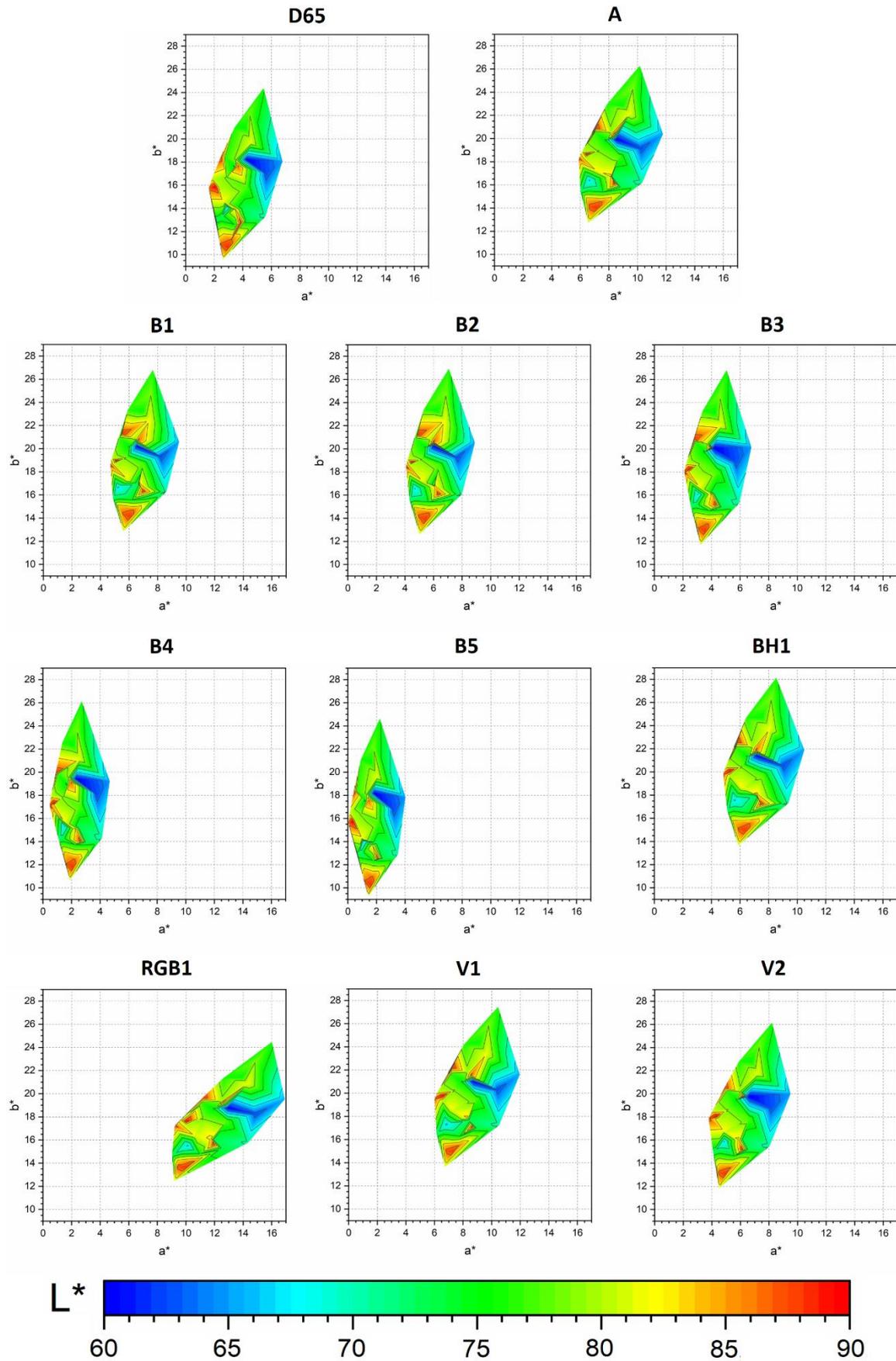


Figura 5.7. Gamuts en el espacio de color CIELAB de las 36 piezas dentales evaluadas bajo los once iluminantes estudiados.

Los gamuts conformados por las 36 piezas dentales bajo los once iluminantes evaluados en este estudio, generados mediante su envolvente convexa, se representan en la Figura 5.7 sobre el plano a^*b^* , mientras que las variaciones en la coordenada L^* fueron representadas mediante una escala de color que osciló de 60 a 90 unidades.

Como se puede observar en la Figura 5.7, los gamuts se desplazaron considerablemente a lo largo del diagrama representado como función, además de presentar variaciones en el gradiente de color y en las áreas respectivas a cada color, modificando de esta forma su centro de gravedad y provocando lo que se denomina como “color shift”, o lo que es lo mismo, un cambio de color.

Para poder observar con más facilidad los desplazamientos de los distintos gamuts, en la Figura 5.8 se representan las proyecciones de los contornos de los gamuts superpuestos sobre el plano a^*b^* . Los gamuts obtenidos para los iluminantes LED B3, B4 y B5, fueron los únicos que se desplazaron hacia la izquierda del diagrama a^*b^* , quedando el resto desplazados hacia la derecha en relación al iluminante D65, inclusive el correspondiente al iluminante A. El gamut del iluminante LED B5 quedó en una posición más inferior con respecto a los demás, mientras que el del iluminante LED BH1 es el que mostró una posición superior en el diagrama a^*b^* . De manera general, los gamuts mantienen un formato y tamaño semejante, quedando esto último también reforzado a consecuencia de los valores de volumen mostrados en la Tabla 5.1. Sin embargo, varios gamuts presentan rotaciones sobre el diagrama a^*b^* en comparación con el correspondiente al iluminante D65. De forma concreta, los gamuts correspondientes a los iluminantes LED B3, B4 y B5, se desplazaron hacia la izquierda, rotando ligeramente, disminuyendo el valor de la coordenada a^* y aumentando el valor de b^* . Por otro lado, el gamut del iluminante LED RGB1, rotó en sentido opuesto en mayor magnitud, aumentando así la magnitud de la coordenada a^* y por tanto disminuyendo el valor de la coordenada b^* .

Estos desplazamientos implican que el color percibido de este conjunto de piezas dentales bajo un determinado iluminante es considerablemente diferente cuando es observado bajo un iluminante distinto, teniendo por tanto una alta inconstancia del color.

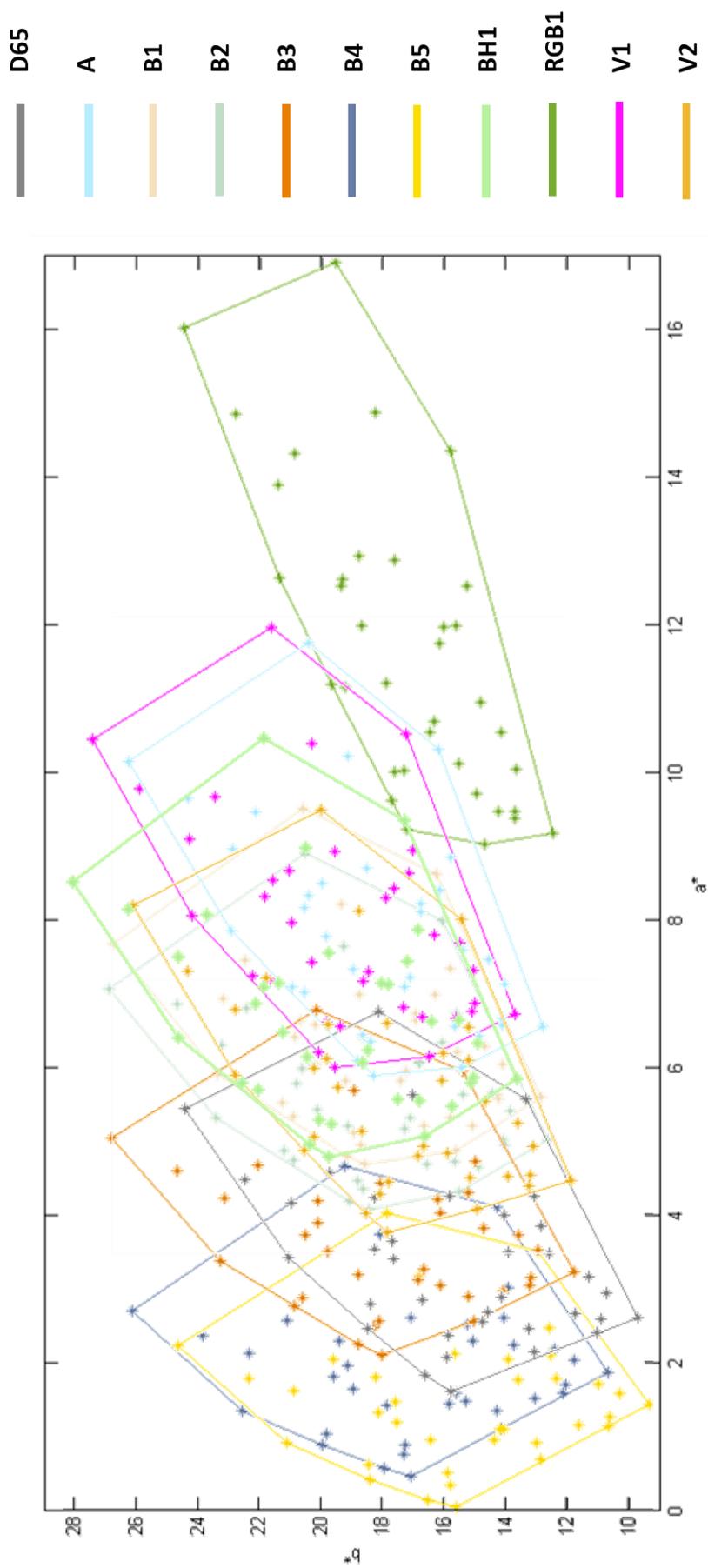


Figura 5.8. Contorno en el plano a^*b^* de los gamuts en el espacio de color CIELAB correspondientes a las 36 estructuras dentales bajo cada uno de los once iluminantes estudiados

En la Figura 5.9 se muestran las proyecciones sobre los planos a^*L^* , b^*L^* y b^*a^* de los vectores de desplazamiento de los centros de gravedad de los distintos gamuts, tomando como origen de coordenadas los centros de gravedad de los gamuts correspondientes a los iluminantes D65 ($L^* = 77,70$, $a^* = 3,44$, $b^* = 15,63$) y A ($L^* = 78,88$, $a^* = 7,83$, $b^* = 18,20$), respectivamente.

Como se puede observar, los iluminantes LED producen desplazamientos en varias direcciones del espacio de color, siendo siempre la magnitud mayor en la coordenada a^* respecto de la b^* . Además, se evidencia nuevamente la escasa variación (inferior a 1,30 unidades) de la coordenada L^* para el conjunto de datos analizados.

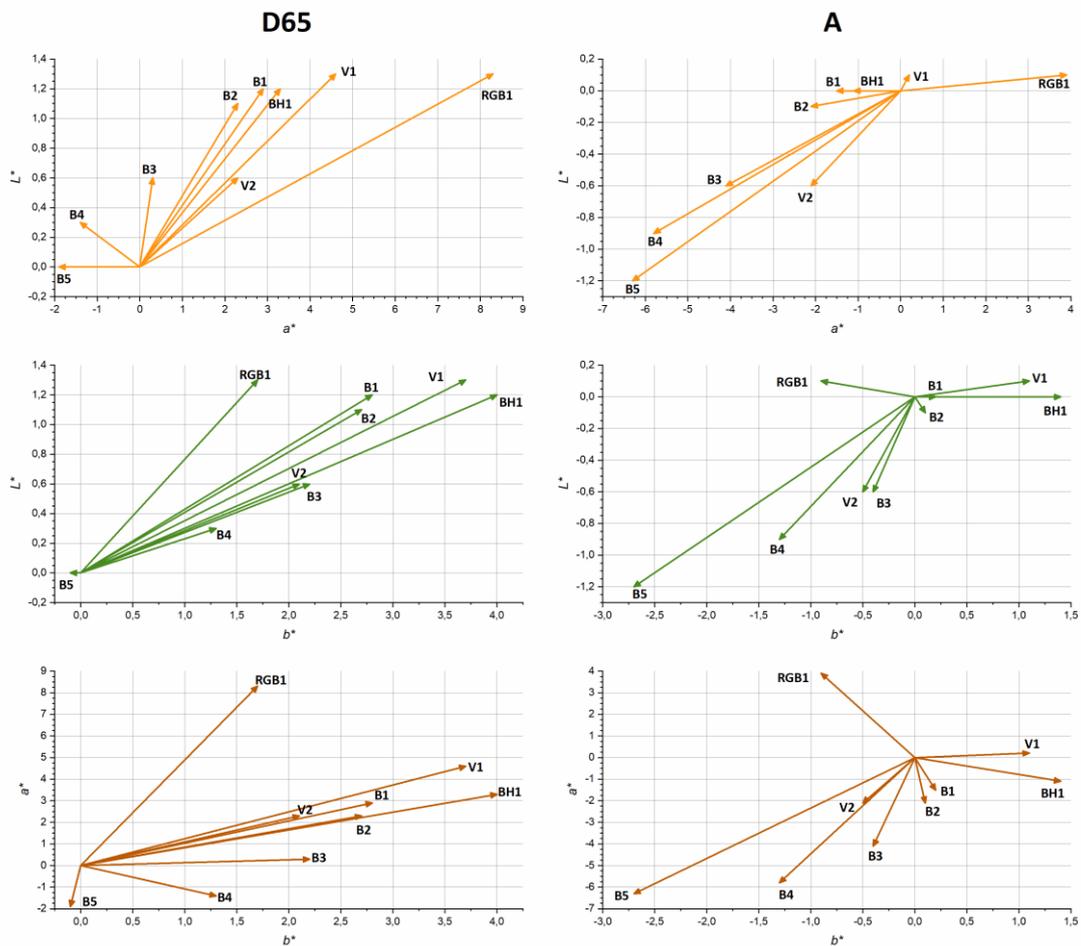


Figura 5.9. Proyecciones de los desplazamientos de los centros de gravedad (color shifts) sobre los planos a^*L^* , b^*L^* y b^*a^* para cada uno de los nueve iluminantes LED, respecto al centro de gravedad de los iluminantes D65 (columna izquierda) y A (columna derecha).

Los color shifts, representados en la Figura 5.9 como el promedio de la inconstancia del color (en términos de diferencia de color ΔE_{ab} , ΔE_{00}) para el grupo de piezas dentales evaluado bajo los nueve iluminantes LED con respecto a los valores obtenidos para los iluminantes estándar CIE D65 y A (CIE, 2019), se exponen en la Tabla 5.2. La inconstancia de color entre estos dos iluminantes estándar fue de $\Delta E_{ab} = 5,25$ y $\Delta E_{00} = 4,62$.

Los color shifts obtenidos con respecto al iluminante D65 están comprendidos entre 1,97 y 8,56 unidades CIELAB y 1,35 y 8,18 unidades CIEDE2000, mientras que para el iluminante A los rangos oscilaron entre 1,15 y 7,05 unidades CIELAB y 0,63 y 6,83 unidades CIEDE2000. Los iluminantes LED RGB1, V1 y BH1 presentaron, en este mismo orden, los mayores color shifts respecto al iluminante D65, mientras que para el iluminante A, los iluminantes que registraron valores máximos en orden decreciente fueron B5, B4 y B3.

Iluminantes LED	D65		A	
	ΔE_{ab}	ΔE_{00}	ΔE_{ab}	ΔE_{00}
B1	4,21 (0,34)	3,29 (0,40)	1,57 (0,38)	1,61 (0,26)
B2	3,69 (0,28)	2,73 (0,35)	2,17 (0,39)	2,22 (0,24)
B3	2,27 (0,15)	1,35 (0,10)	4,20 (0,45)	4,29 (0,19)
B4	1,97 (0,43)	1,98 (0,36)	6,10 (0,64)	6,22 (0,28)
B5	1,97 (0,47)	2,28 (0,37)	7,05 (0,61)	6,83 (0,27)
BH1	5,28 (0,32)	3,78 (0,35)	1,76 (0,36)	1,57 (0,20)
V1	6,03 (0,35)	4,80 (0,24)	1,15 (0,17)	0,63 (0,08)
V2	3,13 (0,19)	2,55 (0,09)	2,28 (0,15)	2,15 (0,17)
RGB1	8,56 (0,95)	8,18 (0,45)	3,97 (0,82)	3,86 (0,52)

Tabla 5.2. Valores promedio de la inconstancia del color de los nueve iluminantes LED en relación a los iluminantes estándar CIE D65 y A.

Para poder poner estas variaciones (ΔE) en un contexto clínico, se analizaron en base a los umbrales cromáticos de 50:50% perceptibilidad (PT) y 50:50% aceptabilidad (AT) para odontología (Paravina *et al.*, 2015). Todos los iluminantes LED mostraron color shifts, con respecto a los iluminantes D65 y A, por encima de los respectivos

umbrales de PT, a excepción del iluminante LED V1 en relación con el iluminante A, cuyo color shift es considerado como no perceptible. En relación al umbral de aceptabilidad, podemos observar cómo tan solo los iluminantes LED B3, B4 y B5 respecto a D65 provocan variaciones cromáticas inferiores al AT_{ab} , y únicamente el iluminante B3 en el caso de AT_{00} . Respecto al iluminante A, fueron un total de 5 iluminantes los que provocaron una variación de color inferior al AT_{ab} (B1, B2, BH1, V1 y V2), mientras que tan solo 3 iluminantes LED (B1, BH1 y V1) produjeron variaciones inferiores a AT_{00} .

Estos resultados implican que, a pesar de generar cierta variación del color de las piezas dentales, se pueden seleccionar algunos iluminantes LED que produzcan color shifts suficientemente pequeños como para poder ser consideradas como aceptables clínicamente (e incluso imperceptibles, en algún caso).

De forma general, se puede resumir que el conjunto de los color shifts producidos por los nueve iluminantes LED analizados en relación al iluminante A, fueron de menor magnitud que los producidos en relación al iluminante D65, lo que significa que, sin entrar en individualizaciones, este conjunto de iluminantes LED es más próximo al iluminante A, que al iluminante referente D65.

Para diferenciar la contribución de cada uno de los tres atributos del color (luminosidad, croma y tono) a la diferencia de color promedio obtenida como resultado de la inconstancia de color para los nueve iluminantes LED analizados, se muestran en la Figura 5.10 las contribuciones (en porcentaje) de cada uno de estos atributos a la diferencia de color total.

En términos generales, la variación en croma (ΔC) es el principal responsable de la inconstancia de color con respecto al iluminante D65 para todos los iluminantes LED, a excepción de los iluminantes LED B4, B5 y RGB1. Todo lo contrario ocurre respecto al iluminante A, donde para todos los iluminantes LED la mayor contribución es aportada por la variación en tono (ΔH), excepto para el LED V1. Además, la diferencia en luminosidad (ΔL) tiene la menor contribución a la diferencia de color en todos los casos, en relación con ambos iluminantes.

Emplear los iluminantes LED propuestos por la CIE puede generar color shifts muy diversos, que principalmente están originados por variaciones en croma y tono, lo que significa que la apariencia cromática de las piezas dentales humanas *in-vivo* va a depender directamente del tipo de iluminante LED utilizado.

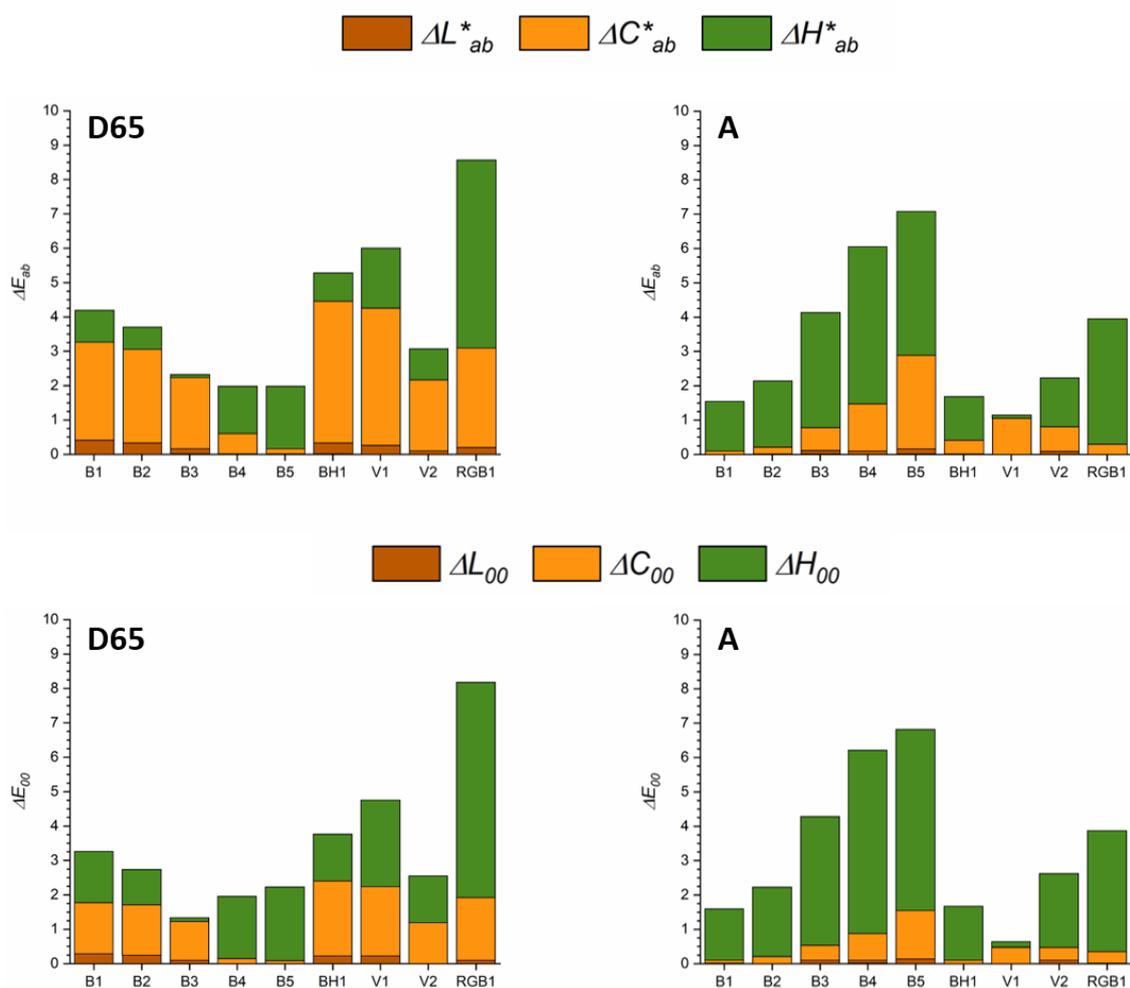


Figura 5.10. ΔE_{ab} y ΔE_{00} segmentados en los porcentajes correspondientes a cada uno de los tres atributos del color, de los color-shift producidos por los nueve iluminantes LED en relación a los estándares D65 y A.

5.4.2. Diferencias de color

Los valores promedio obtenidos de la computación de las diferencias de color ΔE_{ab} y ΔE_{00} , para los 630 pares de dientes resultantes de comparar las 36 estructuras dentales entre sí, bajo cada uno de los once iluminantes estudiados, se representan en la Figura 5.11.

Los valores promedio obtenidos están comprendidos en un rango muy estrecho, siendo para ΔE_{ab} de 9,63 a 9,95 unidades CIELAB y para ΔE_{00} de 6,61 a 6,94 unidades CIEDE2000, lo que implica que no existe variabilidad al evaluar las diferencias de color de dos piezas dentales bajo los diferentes iluminantes estudiados. Además, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar los promedios de las ΔE de las 630 comparaciones bajo los once iluminantes distintos ($p = 0,968$ para ΔE_{ab} y $p = 0,614$ para ΔE_{00}).

En este caso al obtener promedios de ΔE prácticamente constantes, podemos verificar la no existencia de pares metámeros, provocados por dos iluminantes concretos, lo que supondría un verdadero inconveniente a tener en cuenta en la práctica clínica dental. Sería de gran interés que, en futuros estudios, se realicen comparaciones similares entre estructuras dentales con diferentes características colorimétricas y distintos tipos de biomateriales con aplicación en restauración dental.

Similar al análisis expuesto en el apartado anterior, se estudió la contribución proporcional de ΔL , ΔC y ΔH a la diferencia de color total ΔE (Figura 5.11). Como se puede observar, la luminosidad es la que más contribuye a la ΔE total (> 60%), seguido de los cambios en ΔC y, en menor porcentaje, la contribución de ΔH . El análisis estadístico no reveló diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes porcentajes de ΔL para ΔE_{ab} y ΔE_{00} , ocurriendo lo mismo para ΔC pero solo en el caso de ΔE_{ab} . En el caso de ΔC para ΔE_{00} se encontró que los iluminantes estuvieron divididos en 2 grupos homogéneos, mientras que para ΔH se encontró que los iluminantes estuvieron distribuidos en 4 grupos homogéneos, en el caso de ΔE_{ab} , y en 3 grupos para ΔE_{00} .

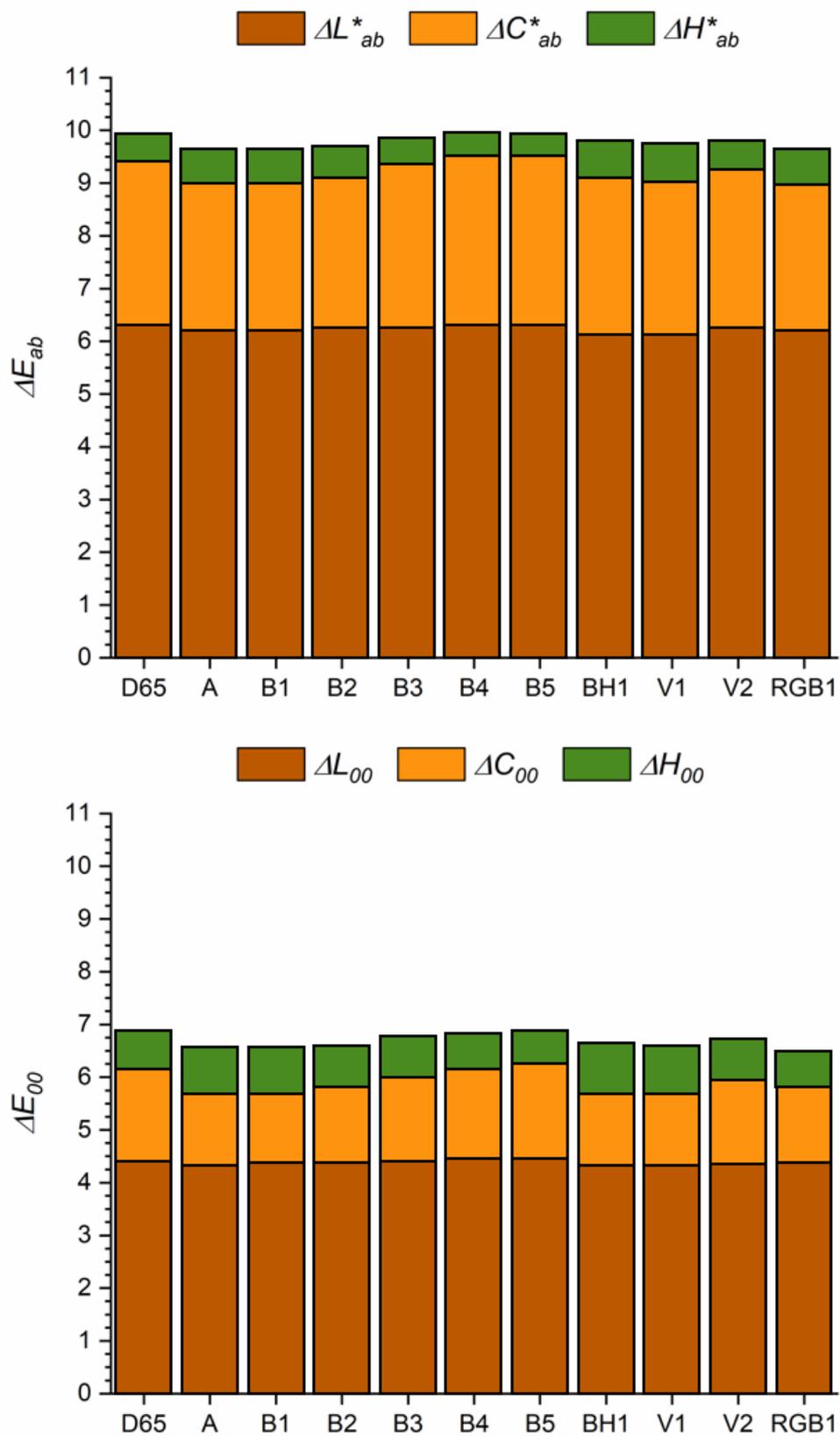


Figura 5.11. Promedio de las ΔE_{ab} (arriba) y ΔE_{00} (abajo) de las 630 comparaciones resultantes de analizar la diferencia de color entre todos los dientes bajo cada iluminante.

Si interpretamos las ΔE_{ab} y ΔE_{00} con sus respectivos umbrales cromáticos de 50:50% PT y AT (Paravina *et al.*, 2015), podemos observar que todas las diferencias son superiores a su umbral de aceptabilidad. Sin embargo, las diferencias entre los promedios de diferencias de color encontrados para los diferentes iluminantes son inferiores a sus respectivos umbrales de perceptibilidad, lo que implicaría que, de manera general, no existen variaciones perceptibles de las ΔE cuando se observan dos piezas dentales naturales bajo los diferentes iluminantes incluidos en este estudio.

Cabe destacar que, si tenemos en cuenta los resultados expuestos anteriormente en relación con la inconstancia del color bajo los diferentes iluminantes LED en función a los iluminantes estándar D65 y A, cuya variabilidad fue muy elevada, ésta contrasta con la observada en el promedio de las ΔE al modificar el iluminante, registrándose una variabilidad de tan sólo 0,32 unidades CIELAB y 0,33 unidades CIEDE2000. Esto sugiere que los desplazamientos cromáticos a nivel individual de cada pieza dental que conformó los diferentes gamuts fueron semejantes para las coordenadas cromáticas L^* , a^* y b^* . Esta misma conclusión se desprende si observamos la Figura 5.12, donde se representan los color shifts individuales de cada una de las 36 estructuras dentales analizadas para los nueve iluminantes LED, con respecto a los iluminantes estándar D65 y A.

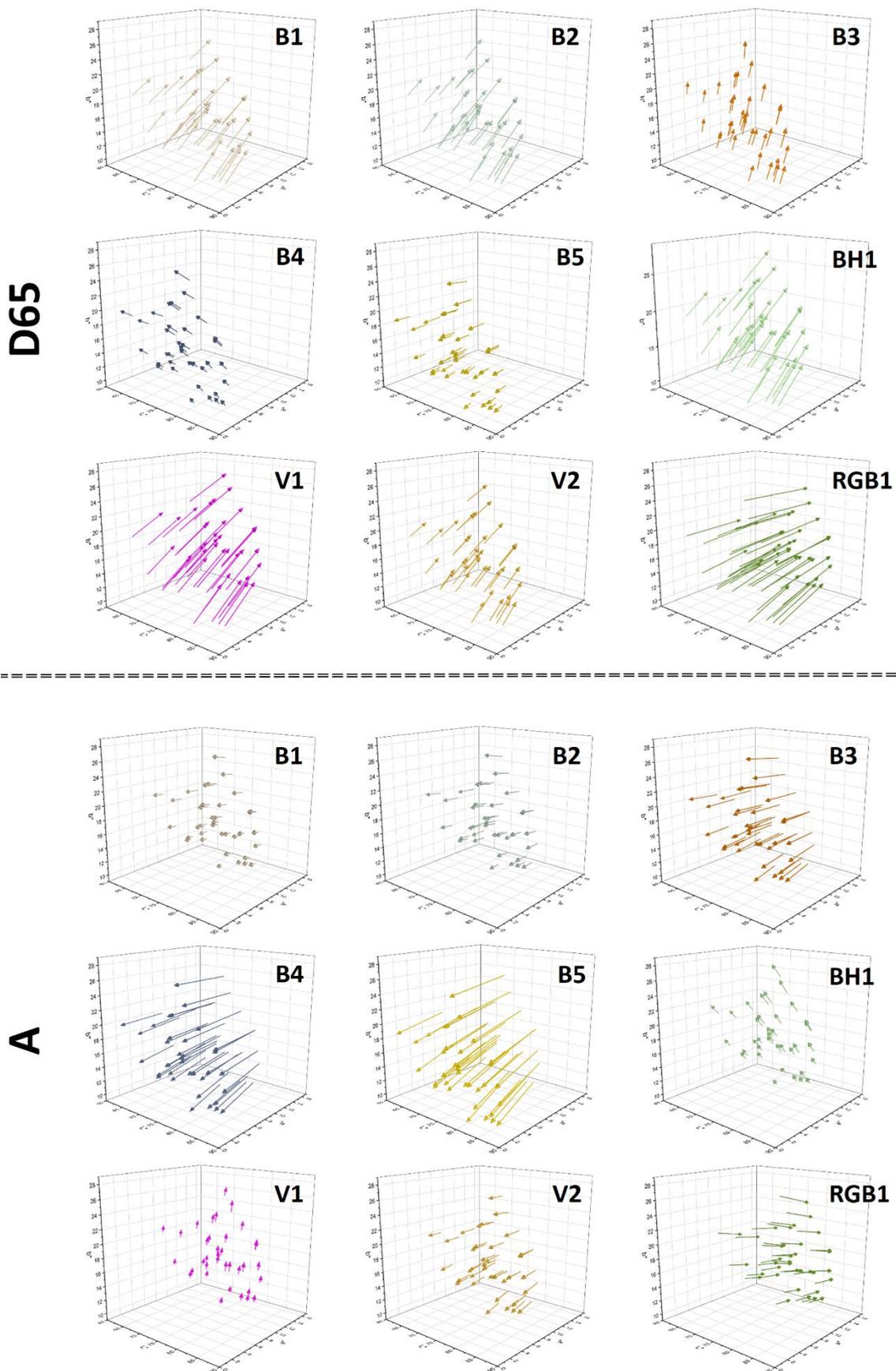


Figura 5.12. Color shifts individuales de cada una de las 36 estructuras dentales analizadas para los nueve iluminantes LED con respecto a los iluminantes estándar D65 (arriba) y A (abajo).

5.4.3. Blancura

Los valores promedio del índice WI_D correspondientes a las 36 piezas dentales bajo los nueve iluminantes LED, así como para el iluminante D65 y el iluminante A, se muestran en la Tabla 5.3. Estos valores estuvieron comprendidos entre -5,8 y 19,3 unidades, siendo el iluminante RGB1 el único que presenta un valor promedio negativo. Como se puede observar, la apariencia, según el valor de WI_D , de las piezas dentales naturales bajo el iluminante D65 tiene un mayor componente de blancura comparado con el iluminante A ($WI_D = 14,53$ y $WI_D = 2,10$, respectivamente). En el caso de los iluminantes LED B, los valores del índice WI_D van creciendo secuencialmente desde B1 a B5, siendo los valores encontrados para los iluminantes LED B4 y B5 superiores a los encontrados para el iluminante D65, lo que indica que bajo estos iluminantes LED la apariencia en blancura de las piezas dentales naturales es superior a la encontrada con el iluminante estándar D65, actualmente recomendado por la ISO/TR28642:2016 para su uso en odontología (ISO, 2016).

Iluminantes	WI_D
D65	14,53 (7,97)
A	2,10 (7,95)
B1	5,44 (7,15)
B2	6,89 (7,25)
B3	11,76 (7,40)
B4	16,68 (7,05)
B5	19,25 (7,04)
BH1	3,18 (7,73)
V1	0,51 (8,04)
V2	7,27 (8,22)
RGB1	-5,83 (9,34)

Tabla 5.3. Valores promedio (SD) de WI_D para los conjuntos de 36 piezas dentales bajo los once iluminantes analizados.

Si se comparan las diferencias encontradas entre los valores promedio del índice WI_D para el iluminante estándar D65 con respecto a los valores obtenidos para el resto de iluminantes LED con sus correspondientes umbrales de 50:50% perceptibilidad (WPT)

y aceptabilidad (WAT) (Pérez *et al.*, 2019a), se puede observar que las diferencias registradas superan en todos los casos el WAT, salvo para los iluminantes LED B3 y B4, en cuyo caso las diferencias encontradas, aunque perceptibles, fueron inferiores al umbral de aceptabilidad. Si consideramos como referencia los valores obtenidos para el iluminante A, encontramos que todos los iluminantes generaron diferencias en WI_D superiores a WPT y WAT, salvo los iluminantes BH1 y V1, cuyas diferencias, aunque perceptibles, son consideradas clínicamente aceptables.

Por lo tanto, si observamos también los resultados obtenidos en el apartado anterior en cuanto a la inconstancia del color, podemos considerar que el iluminante LED V1 sería el único iluminante que produciría variaciones en relación al iluminante estándar A, tanto cromáticas como en blancura, las cuales, aunque son perceptibles, estarían dentro de los límites de aceptabilidad clínica.

Además, tras el análisis estadístico, que resultó en la distribución normal de las 36 piezas dentales bajo cada uno de los once iluminantes para todos los casos, se encontraron un total de 6 subgrupos homogéneos: 1: D65-B4-B5; 2: D65-B3-B4; 3: B2-B3-V2; 4: A-B1-B2-BH1-V2; 5: A-B1-BH1-V1; 6: RGB1. Esto significa que entre los integrantes de cada uno de estos subgrupos no existieron diferencias estadísticamente significativas, pudiendo encontrar que con algunos de los iluminantes LED no se produjeron diferencias estadísticamente significativas en blancura con respecto a los iluminantes estándar D65 y A, del mismo modo que se observa que, el iluminante LED RGB1, produce valores independientes que son estadísticamente diferentes con respecto a todos los demás. No obstante, aunque anteriormente hayamos comentado que es posible obtener valores de blancura superiores a las obtenidas con el iluminante estándar D65, si se emplean los iluminantes LED B4 y B5, encontramos que esa diferencia no es estadísticamente significativa, pues los tres conforman el subgrupo 1. Cabe destacar que la diferencia existente entre el promedio obtenido bajo el iluminante D65 con el iluminante LED B4 es superior al WPT, mientras que la diferencia con respecto al iluminante LED B5 es superior al WAT. Resultados similares se registraron para el iluminante estándar A.

Al analizar el promedio de las ΔWI_D para los 630 pares de dientes obtenidos al comparar cada una de las 36 piezas dentales entre sí, bajo cada uno de los once iluminantes estudiados (Figura 5.13), se pueden observar valores relativamente similares

entre los diferentes iluminantes, comprendidos en un rango entre 8,07 y 10,69 unidades WI_D . La diferencia entre los límites de este rango (2,62) es igual al valor del WAT (2,62), lo que implica que las diferencias en blancura obtenidas bajo diferentes iluminantes van a variar de manera perceptible, pudiendo llegar incluso a valores similares a los límites de aceptabilidad.

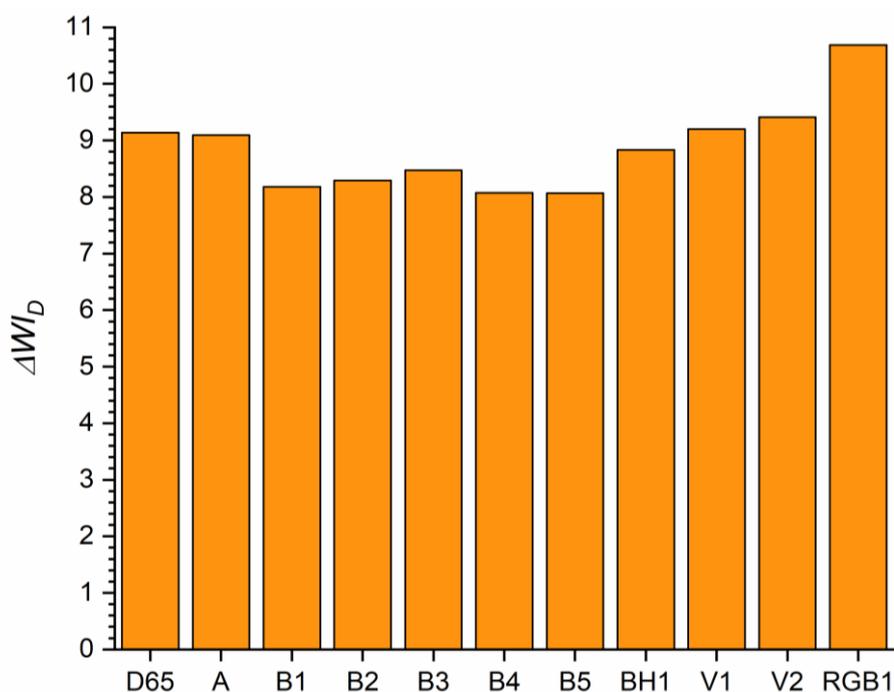


Figura 5.13. Promedio de las ΔWI_D de las 630 comparaciones resultantes de analizar la diferencia de blancura de todos los dientes entre sí bajo cada iluminante.

De manera general, se puede inferir que los nuevos iluminantes LED tienen la capacidad de generar variaciones perceptibles, con respecto a los iluminantes estándar D65 para exterior y A para interiores, en la apariencia de blancura de las piezas dentales naturales, pudiendo superar en algunas ocasiones inclusive los límites de aceptabilidad establecidos.

Las fuentes de iluminación LED están tomando actualmente un papel protagonista en todo tipo de aplicaciones de iluminación, sustituyendo a las fuentes de luz convencionales utilizadas hasta el momento. Es por ello que se hace imprescindible estudiar el comportamiento de estos nuevos iluminantes, para saber cómo pueden alterar la percepción visual del color en el ámbito de la odontología. La CIE propone nueve

iluminantes LED, a modo de representación de la amplia gama existente, cuyas SPD son considerablemente diferentes a las SPD de los iluminantes estándar para exterior (D65) e interior (A). Es por lo tanto imprescindible advertir a los especialistas odontólogos de las ventajas e inconvenientes que presenta modificar las fuentes de iluminación empleadas en el entorno clínico, especialmente si la consulta está focalizada en tareas de discriminación cromática.

Dada la novedad y reciente propuesta de estos nuevos iluminantes, además de la especificidad del campo de investigación, no se han encontrado hasta el momento trabajos relacionados con los que poder comparar los valores hallados. No obstante, sería de gran interés para futuros trabajos analizar cómo afectan los nuevos iluminantes LED a los biomateriales dentales con aplicación en odontología restauradora, con especial atención a la posibilidad de obtener pares metámeros, pues se trata de materiales donde existe un amplio espectro de composiciones, las cuales difieren sustancialmente de las estructuras dentales naturales. Del mismo modo, estudiar la interacción de estos materiales con las estructuras dentales bajo estos nuevos iluminantes, así como bajo los iluminantes estándar D65 y A, sería de gran relevancia para comprender mejor su comportamiento cromático.

Capítulo 6

CONCLUSIONES

1. Las capas del material PICN E-MC mostraron un gradiente de las propiedades ópticas (S , K , T y TP) que depende del shade y el espesor. El material E-MC mostró un gradiente de color desde la capa cervical a incisal, presentando diferencias clínicamente perceptibles entre capas sucesivas para todos los shades y espesores evaluados. Sin embargo, además de no ser continuo, este gradiente multicapa es unidimensional, mientras que en los dientes naturales la variabilidad del color es tridimensional, lo que podría influir negativamente sobre la apariencia de las restauraciones realizadas con este tipo de material.
2. Se han implementado potenciales de ajuste para la luminosidad, croma y tono, así como para la translucidez, basados en la fórmula de diferencia de color CIEDE2000, que han demostrado su utilidad para evaluar la capacidad adaptativa de los materiales dentales con aplicación en odontología restauradora.
3. Los potenciales de ajuste del color y de la translucidez dependen del tipo de resina de composite dental. Entre los materiales estudiados, los mayores potenciales de ajuste del color, croma, tono y translucidez se registraron para el material one-shade Omnicroma.
4. El comportamiento espectral de las propiedades ópticas (S , K y T) fue similar para las resinas de composite one-shade en comparación con la resina de composite group-shade. Sin embargo, los valores encontrados mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes materiales y espesores evaluados. El conocimiento del comportamiento óptico de estos nuevos materiales puede ayudar en la práctica clínica odontológica, aumentando el éxito de la restauración.

5. Los parámetros de opalescencia y translucidez de los materiales one-shade mostraron valores dependientes del material, mientras que la translucidez es dependiente del espesor para todos los materiales, el parámetro de opalescencia no mostró este mismo comportamiento.
6. Se han medido reflectancias espectrales de estructuras dentales *in-vivo* mediante una técnica espectroradiométrica no invasiva, simulando las condiciones habituales de observación visual en odontología clínica. Estas reflectancias permiten generar una base de datos para su evaluación colorimétrica bajo diferentes condiciones de iluminación/observación, así como el diseño y desarrollo de nuevos materiales de alto biomimetismo con aplicación en odontología restauradora.
7. En general, los iluminantes LED propuestos por la CIE producen color shifts y cambios en blancura de las estructuras dentales naturales, superiores a sus respectivos umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad. Estas variaciones deben ponerse en conocimiento de los especialistas odontólogos, especialmente si la tarea está enfocada en juicios de evaluación cromática.
8. Los promedios de las diferencias de color y blancura producidas entre dos piezas dentales bajo cualquiera de los nueve nuevos iluminantes LED, son muy similares a las encontradas bajo los iluminantes estándar D65 y A. Esto implica que estructuras dentales que presenten diferencias de color no perceptibles bajo un iluminante estándar, seguirán siendo imperceptibles bajo cualquiera de los iluminantes LED evaluados.

Chapter 6

CONCLUSIONS

1. The layers of the PICN material E-MC showed a gradient of optical properties (S , K , T and TP) that depend on shade and thickness. The E-MC material showed a color gradient from the cervical to the incisal layer, obtaining clinically perceptible differences between successive layers for all the shades and thicknesses evaluated. However, in spite of its discontinuity, this multilayer gradient is unidimensional, while in natural teeth the color variability is three-dimensional, which could have a negative influence on the appearance of restorations made with this type of material.
2. Adjustment potentials for lightness, chroma and hue, and for translucency, based on the CIEDE2000 color difference formula, have been introduced and have shown their usefulness in evaluating the blending effect of dental materials with application in restorative dentistry.
3. The adjustment potentials of color and translucency depend on the type of dental composite resin. Among the materials studied, the highest color, chroma, hue and translucency adjustment potentials were recorded for the one-shaded material Omnichroma.
4. The spectral behavior of the optical properties (S , K and T) was similar for the one-shaded resin-based composites compared to the group-shaded resin-based composites. However, the values found showed statistically significant differences between the different materials and thicknesses evaluated. Understanding the optical behavior of these new materials can help in clinical dental practice, increasing the success of the restoration.

5. The opalescence and translucency parameters of the one-shaded materials showed material-dependent values. While translucency is thickness-dependent for all materials, the opalescence parameter did not show the same behavior.
6. Spectral reflectances of dental structures have been measured *in-vivo* by non-invasive spectroradiometric technique, reproducing the standard conditions of visual observation in clinical dentistry. These reflectances allow the development of a database for colorimetric evaluation under different illumination/observation conditions, as well as the design and development of new highly biomimetic materials with application in restorative dentistry.
7. In general, the new LED illuminants proposed by CIE produce color shifts and changes in whiteness of natural tooth structures, higher than their respective thresholds of perceptibility and acceptability. These variations should be reported to dental specialists, especially in cases where the task is focused on chromatic judgments.
8. The average of color and whiteness differences produced between two teeth under any of the nine new LED illuminants are very similar to those found under the standard D65 and A illuminants. This indicates that dental structures showing color differences not perceptible under a standard illuminant will remain imperceptible under any of the LED illuminants evaluated.

BIBLIOGRAFÍA

- Al-Zordk, W., & Saker, S. (2020). Impact of sintering procedure and clinical adjustment on color stability and translucency of translucent zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124 (6), 788.e1-788.e9.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.05.024>
- Alghazali, N., Burnside, G., Moallem, M., Smith, P., Preston, A., & Jarad, F. D. (2012). Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. *Journal of Dentistry*, 40 (Supplement 1), e10–e17.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.04.023>
- Alp, G., Subaşı, M. G., Seghi, R. R., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia. *Journal of Dentistry*, 73, 19–23.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.03.011>
- Althaqafi, K. A., Satterthwaite, J., & Silikas, N. (2020). A review and current state of autonomic self-healing microcapsules-based dental resin composites. *Dental Materials*, 36 (3), 329–342.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.12.005>
- Aminoroaya, A., Neisiany, R. E., Khorasani, S. N., Panahi, P., Das, O., Madry, H., Cucchiari, M., & Ramakrishna, S. (2021). A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. *Composites Part B: Engineering*, 216, 108852.
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.108852>
- An, J. S., Son, H. H., Qadeer, S., Ju, S. W., & Ahn, J. S. (2013). The influence of a continuous increase in thickness of opaque-shade composite resin on masking ability and translucency. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71 (1), 120–129.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2011.654250>
- Arai, Y., Kurokawa, H., Takamizawa, T., Tsujimoto, A., Saegusa, M., Yokoyama, M., & Miyazaki, M. (2020). Evaluation of structural coloration of experimental flowable resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 284-293.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12674>
- Ardu, S., Feilzer, A. J., Devigus, A., & Krejci, I. (2008). Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. *Dental Materials*, 24 (3), 333–340.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.005>
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H., & Ban, S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 26 (1), 38–44.
<https://doi.org/10.4012/dmj.26.38>

- Arimoto, A., Nakajima, M., Hosaka, K., Nishimura, K., Ikeda, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2010). Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dental Materials*, 26 (11), 1090–1097.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.07.009>
- Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113 (6), 534–540.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.003>
- Azzopardi, N., Moharamzadeh, K., Wood, D. J., Martin, N., & van Noort, R. (2009). Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 25 (12), 1564–1568.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.011>
- Balci, M., Ergucu, Z., Çelik, E. U., & Turkun, L. S. (2021). Comparison between translucencies of anterior resin composites and natural dental tissues. *Color Research & Application*, 46 (3), 635–644.
<https://doi.org/10.1002/col.22645>
- Berlanga Duarte, M. L., Reyna Medina, L. A., Torres Reyes, P., Esparza González, S. C., & Herrera González, A. M. (2019). Dental restorative composites containing methacrylic spiroorthocarbonate monomers as antishrinking matrixes. *Journal of Applied Polymer Science*, 136 (9), 47114.
<https://doi.org/10.1002/app.47114>
- Berns, R. (2000). *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. (3rd ed.). Wiley.
- Bland, J., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327 (8476), 307–310.
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8)
- Bland, J., & Altman, D. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, 8 (2), 135–160.
<https://doi.org/10.1177/096228029900800204>
- Boitelle, P., Mawussi, B., Tapie, L., & Fromentin, O. (2014). A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41 (11), 853–874.
<https://doi.org/10.1111/joor.12205>
- Bowen, R. L. (1963). Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66 (1), 57–64.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

- Brodgelt, R., O'Brien, W., & Fan, P. (1980). Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*, 59 (1), 70–75.
<https://doi.org/10.1177/00220345800590011101>
- Burki, Z., Watkins, S., Wilson, R., & Fenlon, M. (2013). A randomised controlled trial to investigate the effects of dehydration on tooth colour. *Journal of Dentistry*, 41 (3), 250–257.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.11.009>
- Butterhof, M., & Ilie, N. (2021). Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model. *Dental Materials*, 37 (6), 998-1008.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.002>
- Casas, J. (1972). *Óptica* (6th ed.). Librería General.
- Cho, K., Sul, J. H., Stenzel, M. H., Farrar, P., & Prusty, B. G. (2020a). Experimental cum computational investigation on interfacial and mechanical behavior of short glass fiber reinforced dental composites. *Composites Part B: Engineering*, 200, 108294.
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.108294>
- Cho, K., Yasir, M., Jung, M., Willcox, M. D. P., Stenzel, M. H., Rajan, G., Farrar, P., & Prusty, B. G. (2020b). Hybrid engineered dental composites by multiscale reinforcements with chitosan-integrated halloysite nanotubes and S-glass fibers. *Composites Part B: Engineering*, 202, 108448.
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.108448>
- CIE. (1986). Colorimetry CIE 15.2. *The International Commission on Illumination*, Vienna, Austria, 36–37.
- CIE. (1995). Technical report: industrial color-difference evaluation. *The International Commission on Illumination*, Vienna, Austria.
- CIE. (2019). 015:2018. *The International Commission on Illumination*, Vienna, Austria (4th ed).
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). Laurence Erlbaum Associates.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 26, 34–42.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.05.004>
- Corcodel, N., Helling, S., Rammelsberg, P., & Hassel, A. J. (2010). Metameric effect between natural teeth and the shade tabs of a shade guide. *European Journal of Oral Sciences*, 118 (3), 311–316.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2010.00730.x>

- Craig, R., Sakaguchi, R., & Powers, J. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13th ed.). Mosby.
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H. P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–8.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60083-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60083-9)
- Dalmolin, A., Perez B. G., Gaidarji, B., Ruiz-López, J., Lehr, R. M., Pérez, M. M., & Durand, L. B. (2021). Masking ability of bleach-shade resin composites using the multilayering technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 269-276.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12740>
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55 (3), 559–570.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- de Abreu, J. L. B., Sampaio, C. S., Jalkh, E. B. B., & Hirata, R. (2020). Analysis of the color matching of universal resin composites in anterior restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 269-276.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12659>
- Della Bona, A., Nogueira, A. D., & Pecho, O. E. (2014a). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, 42 (9), 1202–1209.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.07.005>
- Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014b). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30 (5), 564–569.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>
- Della Bona, A., Pecho, O. E., Ghinea, R., Cardona, J. C., Paravina, R. D., & Pérez, M. M. (2019). Influence of bleaching and aging procedures on color and whiteness of dental composites. *Operative Dentistry*, 44 (6), 648–658.
<https://doi.org/10.2341/18-209-L>
- Della Bona, A. (2020). *Color and Appearance in Dentistry* (1st ed.). Springer.
- Dietschi, D., Abdelaziz, M., Krejci, I., Di Bella, E., & Ardu, S. (2012). A novel evaluation method for optical integration of Class IV composite restorations. *Australian Dental Journal*, 57 (4), 446–452.
<https://doi.org/10.1111/adj.12001>
- Douglas, R. D., & Brewer, J. D. (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79 (3), 254–260.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70233-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70233-1)

- Douglas, R. D., Steinhauer, T. J., & Wee, A. G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97 (4), 200–208.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2007.02.012>
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Aartman, I. H. A., & Feilzer, A. J. (2005). Relation in color among maxillary incisors and canines. *Dental Materials*, 21 (3), 187–191.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.03.005>
- Du, R. X., Li, Y. M., & Ma, J. F. (2012). Effect of dehydration time on tooth color measurement in vitro. *The Chinese Journal of Dental Research*, 15 (1), 37–39.
- Dunbar, T., Agre, M., Craig, B., Dede, K., & Madden, J. (2020). Relationship between color blending, translucency and hiding-power in resin-based composites. *IADR/AADR/CADR General Session*, 1689.
- Duntley, S. Q. (1942). The Optical Properties of Diffusing Materials. *Journal of the Optical Society of America*, 32 (2), 61.
<https://doi.org/10.1364/josa.32.000061>
- Durand, L. B., Ruiz-López, J., Perez, B. G., Ionescu, A. M., Carrillo-Pérez, F., Ghinea, R., & Pérez, M. M. (2020). Color, lightness, chroma, hue, and translucency adjustment potential of resin composites using CIEDE2000 color difference formula. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-8.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12689>
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2018). Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10 (1), 32–42.
<https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.1.32>
- Eldafrawy, M., Nguyen, J. F., Mainjot, A. K., & Sadoun, M. J. (2018). A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks. *Journal of Dental Research*, 97 (12), 1324–1330.
<https://doi.org/10.1177/0022034518785364>
- Emami, N., Sjö Dahl, M., & Söderholm, K. J. M. (2005). How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dental Materials*, 21 (8), 721–730.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.01.002>
- European Parliament. (2017). *Regulation (EU) 2017/852 of the European Parliament and of the Council of 17 May 2017 on mercury, and repealing Regulation (EC) No 1102/2008, 2017*.
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0852&from=EN>

- Facenda, J. C., Borba, M., & Corazza, P. H. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30 (4), 281–286.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12370>
- Fairchild, M. D. (2013). *Color appearance models* (3rd ed.). Wiley.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39 (2), 175–191.
<https://doi.org/10.3758/BF03193146>
- Fernández-Oliveras, A., Ño, M. R., & Pérez, M. M. (2013). Scattering and absorption properties of biomaterials for dental restorative applications. *Journal of the European Optical Society*, 8, 13056.
<https://doi.org/10.2971/jeos.2013.13056>
- Ganz, E. (1972). Whiteness Measurement. *Journal of Color & Appearance*, 1 (5), 33-41.
- Garber, D., Adar, P., Goldstein, R., & Salama, H. (2000). The quest for the all-ceramic restoration. *Quintessence Dental Technology*, 23, 27–36.
- Gawriolek, M., Gawriolek, K., Elias, W., Czarnecka, B., Paszynska, E., & Sikorski, M. (2020). How does the color of restorative material change during exposure to dietary liquids due to the acquisition of a discolored layer? *Coatings*, 10 (9), 866.
<https://doi.org/10.3390/coatings10090866>
- Gerlach, R., Zhou, X., & McClanahan, S. (2002). Comparative response of whitening strips to a low peroxide and potassium nitrate bleaching gel. *American Journal of Dentistry*, 15, 19A-23A.
- Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38 (Supplement 2), e57–e64.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>
- Glickman, M. E., Rao, S. R., & Schultz, M. R. (2014). False discovery rate control is a recommended alternative to Bonferroni-type adjustments in health studies. *Journal of Clinical Epidemiology*, 67 (8), 850–857.
<https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2014.03.012>
- Gómez-Polo, C., Gómez-Polo, M., Montero, J., Vasquez de Parga, J. A. M., & Viñuela, A. C. (2015). Correlation of natural tooth colour with aging in the Spanish population. *International Dental Journal*, 65 (5), 227–234.
<https://doi.org/10.1111/idj.12176>

- Gómez-Polo, C., Portillo Muñoz, M., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P., & Martín Casado, A. M. (2016a). Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115* (4), 482–488.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.013>
- Gómez-Polo, C., Muñoz, M. P., Lorenzo Luengo, M. C., Vicente, P., Galindo, P., & Martín Casado, A. M. (2016b). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115* (1), 65–70.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.001>
- Gómez-Polo, C., Montero, J., Gómez-Polo, M., de Parga, J. A. M. V., & Celemin-Viñuela, A. (2017). Natural tooth color estimation based on age and gender. *Journal of Prosthodontics*, *26* (2), 107–114.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12345>
- Goodkind, R. J., & Schwabacher, W. B. (1987). Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *58* (5), 535–542.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90380-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90380-5)
- Greener, E. (1979). Amalgam-yesterday, today and tomorrow. *Operative Dentistry*, *4* (1), 24–35.
- Guan, Y. H., Lath, D. L., Lilley, T. H., Willmot, D. R., Marlow, I., & Brook, A. H. (2005). The measurement of tooth whiteness by image analysis and spectrophotometry: a comparison. *Journal of Oral Rehabilitation*, *32* (1), 7–15.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01340.x>
- Gunal, B., & Ulusoy, M. M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30* (5), 434–441.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12382>
- Hao, Z., Ma, Y., Liu, W., Meng, Y., Nakamura, K., Shen, J., & Wang, H. (2018). Influence of low-temperature degradation on the wear characteristics of zirconia against polymer-infiltrated ceramic-network material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *120* (4), 596–602.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.12.014>
- Haralur, S. B., Dibas, A. M., Almelhi, N. A., & Al-Qahtani, D. A. (2014). The tooth and skin colour interrelationship across the different ethnic groups. *International Journal of Dentistry*, 146028, 1-6.
<https://doi.org/10.1155/2014/146028>

- Hasegawa, A., Ikeda, I., & Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (4), 418–423.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70036-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70036-9)
- Hatayama, T., Kano, Y., Aida, A., Chiba, A., Sato, K., Seki, N., Hosaka, K., Foxton, R. M., Tagami, J., & Nakajima, M. (2020). The combined effect of light-illuminating direction and enamel rod orientation on color adjustment at the enamel borders of composite restorations. *Clinical Oral Investigations*, 24 (7), 2305–2313.
<https://doi.org/10.1007/s00784-019-03085-7>
- Hatırlı, H., Karaarslan, E. Ş., Yaşa, B., Kılıç, E., & Yaylacı, A. (2021). Clinical effects of dehydration on tooth color: How much and how long? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 364–370.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12612>
- He, J., Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2019). The effect of adding a new monomer “Phene” on the polymerization shrinkage reduction of a dental resin composite. *Dental Materials*, 35 (4), 627–635.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.006>
- Herrera-González, A. M., Pérez-Mondragón, A. A., & Cuevas-Suárez, C. E. (2019). Evaluation of bio-based monomers from isosorbide used in the formulation of dental composite resins. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 100, 103371.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103371>
- Hu, X., Gilbert, A. B., & Johnston, W. M. (2009). Interfacial corrections of maxillofacial elastomers for Kubelka-Munk theory using non-contact measurements. *Dental Materials*, 25 (9), 1163–1168.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.04.003>
- Huang, Y., Song, B., Zhou, X., Chen, H., Wang, H., & Cheng, L. (2021). Dental restorative materials for elderly populations. *Polymers*, 13 (5), 828.
<https://doi.org/10.3390/polym13050828>
- Ishikawa-Nagai, S., Yoshida, A., Sakai, M., Kristiansen, J., & Da Silva, J. D. (2009). Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37 (Supplement 1), e57–e63.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.004>
- ISO. (2016). ISO/TR28642:2016. *International Organization for Standardization - Technical Report(E): Dentistry - Guidance on Color Measurements*, Geneva, Switzerland.
- Iyer, R. S., Babani, V. R., Yaman, P., & Dennison, J. (2020). Color match using instrumental and visual methods for single, group, and multi-shade composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 394–400.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12621>

- Jiang, J., Wang, Z., Luo, M. R., Melgosa, M., Brill, M. H., & Li, C. (2015). Optimum solution of the CIECAM02 yellow-blue and purple problems. *Color Research & Application*, 40 (5), 491–503.
<https://doi.org/10.1002/col.21921>
- Johnston, W. M., & Kao, E. C. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*, 68 (5), 819–822.
<https://doi.org/10.1177/00220345890680051301>
- Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 8 (1), 79–86.
- Johnston, W. M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37 (1), e2–e6.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.011>
- Johnston, W. M. (2014). Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26 (4), 217–223.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12112>
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: A review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32 (Supplement), 3–12.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.10.013>
- Joiner, A., Philpotts, C. J., Alonso, C., Ashcroft, A. T., & Sygrove, N. J. (2008). A novel optical approach to achieving tooth whitening. *Journal of Dentistry*, 36 (Supplement 1), 8–14.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.02.005>
- Jost, S., Ngo, M., Ferrero, A., Poikonen, T., Pulli, T., Thorseth, A., & Blattner, P. (2017). Determination of illuminants representing typical white light emitting diodes sources. *CIE MIDTERM MEETING 2017*, 427–432.
<https://doi.org/10.25039/x44.2017.WP01>
- Judd, D. B., & Wyszecki, G. (1975). *Color in business, science, and industry* (3rd ed.). Wiley.
- Kim, S. H., Lee, Y. K., & Lim, B. S. (2005). Influence of porcine liver esterase on the color of dental resin composites by CIEDE2000 system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 72B (2), 276–283.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30141>
- Kim, S. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., Rhee, S. H., & Yang, H. C. (2007). Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *Dental Materials*, 23 (3), 374–379.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.027>

- Klapdohr, S., & Moszner, N. (2005). New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte Fur Chemie*, 136 (1), 21–45.
<https://doi.org/10.1007/s00706-004-0254-y>
- Kobayashi, S., Nakajima, M., Furusawa, K., Tichy, A., Hosaka, K., & Tagami, J. (2021). Color adjustment potential of single-shade resin composite to various-shade human teeth: Effect of structural color phenomenon. *Dental Materials Journal*, 2020–364.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2020-364>
- Kolb, C., Gumpert, K., Wolter, H., & SEXTL, G. (2020). Highly translucent dental resin composites through refractive index adaption using zirconium dioxide nanoparticles and organic functionalization. *Dental Materials*, 36 (10), 1332–1342.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.07.005>
- Korkut, B., & Haciali, C. (2020). Color stability of flowable composites in different viscosities. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 10 (4), 454–461.
<https://doi.org/10.33808/clinexphealthsci.816231>
- Kubelka, P., & Munk, F. (1931). Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche. *Zeitschrift Für Technische Physik*, 12, 593–601.
- Kubelka, P. (1948). New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. *Journal of the Optical Society of America*, 38 (5), 448–457.
<https://doi.org/10.1364/JOSA.38.000448>
- Kubelka, P. (1954). New contributions to the optics of intensely light-scattering materials Part II: Nonhomogeneous layers. *Journal of the Optical Society of America*, 44 (4), 330.
<https://doi.org/10.1364/josa.44.000330>
- Kulzer GmbH. *Venus pearl/diamond one shade technical report*.
https://www.kulzer.es/es/es/clinica_1/productosdelaaalaz/venus_9/venus_diamond_one.aspx
- Kursoglu, P., Karagoz Motro, P. F., & Kazazoglu, E. (2015). Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113 (1), 48–53.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.011>
- Lago, M., Mozzaquatro, L. R., Rodrigues, C., Kaizer, M. R., Mallmann, A., & Jacques, L. B. (2017). Influence of bleaching agents on color and translucency of aged resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29 (5), 368–377.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12261>
- Lath, D., Wildgoose, D., Guan, Y., Lilley, T., Smith, R., & Brook, A. (2007). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *Journal of Clinical Dentistry*, 18 (1), 17–20.

- Lee, Y. K. (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials*, 21 (7), 678–682.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.09.005>
- Lee, Y. K., & Powers, J. M. (2005). Metameric effect between resin composite and dentin. *Dental Materials*, 21 (10), 971–976.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.033>
- Lee, Y. K., Lu, H., & Powers, J. M. (2005). Measurement of opalescence of resin composites. *Dental Materials*, 21 (11), 1068–1074.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.015>
- Lee, Y. K., Lu, H., & Powers, J. M. (2006a). Influence of fluorescent and opalescent properties of resin composites on the masking effect. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 76 (1), 26–32.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30278>
- Lee, Y. K., Lu, H., & Powers, J. M. (2006b). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 22 (7), 653–660.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.004>
- Lee, Y. K. (2007). Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials*, 23 (1), 124–131.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.007>
- Lee, Y. K., & Powers, J. M. (2007). Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. *Dental Materials*, 23 (3), 259–264.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.01.019>
- Lee, Y. K., & Yu, B. (2007). Measurement of opalescence of tooth enamel. *Journal of Dentistry*, 35 (8), 690–694.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.05.010>
- Lee, Y. K. (2008). Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dental Materials*, 24 (9), 1243–1247.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.01.014>
- Lee, Y. K., Cha, H. S., & Yu, B. (2014). Illuminating light-dependent color shifts in core and veneer layers of dental all-ceramics. *Journal of Biomedical Optics*, 19 (9), 095002.
<https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.9.095002>
- Lee, Y. K., Yu, B., Zhao, G. F., & Lim, J. I. (2015). Color assimilation of resin composites with adjacent color according to the distance. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27 (S1), S24–S32.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12126>

- Lee, Y. K. (2016a). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal*, 35 (6), 845–854.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2016-091>
- Lee, Y. K. (2016b). Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 41 (3), 159-166.
<https://doi.org/10.5395/rde.2016.41.3.159>
- Leinfelder, K. F. (2000). Porcelain esthetics for the 21st century. *Journal of the American Dental Association*, 131 (Supplement 1), 47S-51S.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0402>
- Leinfelder, K. F. (2004). The enigma of dental amalgam. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16 (1), 3–5.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2004.tb00442.x>
- Li, C., Li, Z., Wang, Z., Xu, Y., Luo, M. R., Cui, G., Melgosa, M., Brill, M. H., & Pointer, M. (2017). Comprehensive color solutions: CAM16, CAT16, and CAM16-UCS. *Color Research & Application*, 42 (6), 703–718.
<https://doi.org/10.1002/col.22131>
- Li, C., Xu, Y., Wang, Z., Luo, M. R., Cui, G., Melgosa, M., Brill, M. H., & Pointer, M. (2018). Comparing two-step and one-step chromatic adaptation transforms using the CAT16 model. *Color Research and Application*, 43 (5), 633–642.
<https://doi.org/10.1002/col.22226>
- Lindsey, D. T., & Wee, A. G. (2007). Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of Dentistry*, 35 (7), 593–599.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.03.006>
- Llamas Cadaval, R., & Villa Vigil, A. (2001). *Biología de la pulpa de los tejidos periapicales. Endodoncia, Técnicas clínicas y bases científicas*. (1st ed.). Masson.
- Luo, M. R., & Rigg, B. (1987). BFD (l:c) colour-difference formula. Part 1 - Development of the formula. *Journal of the Society of Dyers and Colourists*, 103 (2), 86–94.
<https://doi.org/10.1111/j.1478-4408.1987.tb01099.x>
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research and Application*, 26 (5), 340–350.
<https://doi.org/10.1002/col.1049>
- Luo, W., Westland, S., Brunton, P., Ellwood, R., Pretty, I. A., & Mohan, N. (2007). Comparison of the ability of different colour indices to assess changes in tooth whiteness. *Journal of Dentistry*, 35 (2), 109–116.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.06.006>
- Luo, W., Westland, S., Ellwood, R., Pretty, I., & Cheung, V. (2009). Development of a whiteness index for dentistry. *Journal of Dentistry*, 37 (Supplement 1), e21–e26.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.05.011>

- Lv, X., Lv, X., & Luo, M. R. (2019). LED simulators for the reproduction of the new CIE standard LED sources. *Proc. 29th CIE Session, CIE X046:2019*, 93–100.
<https://doi.org/10.25039/x46.2019.OP16>
- Martínez-Domingo, M. Á., Melgosa, M., Okajima, K., Medina, V. J., & Collado-Montero, F. J. (2019). Spectral image processing for museum lighting using CIE LED illuminants. *Sensors*, *19* (24), 5400.
<https://doi.org/10.3390/s19245400>
- Matsumoto, H., Kitamura, S., & Araki, T. (1999). Autofluorescence in human dentine in relation to age, tooth type and temperature measured by nanosecond time-resolved fluorescence microscopy. *Archives of Oral Biology*, *44* (4), 309–318.
[https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(98\)00126-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(98)00126-5)
- Medeiros, J. A., Pecho, O. E., Pérez, M. M., Carrillo-Pérez, F., Herrera, L. J., & Della Bona, A. (2021). Influence of background color on color perception in dentistry. *Journal of Dentistry*, *108*, 103640.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103640>
- Melgosa, M., Richard, N., Fernández-Maloigne, C., Xiao, K., de Clermont-Gallerande, H., Jost-Boissard, S., & Okajima, K. (2018). Colour differences in caucasian and oriental women's faces illuminated by white light-emitting diode sources. *International Journal of Cosmetic Science*, *40* (3), 244–255.
<https://doi.org/10.1111/ics.12457>
- Mikhail, S. S., Azer, S. S., & Johnston, W. M. (2012). Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory for dental resin composite material. *Dental Materials*, *28* (7), 729–735.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.03.006>
- Miletic, V., Jakovljevic, N., Manojlovic, D., Marjanovic, J., Rosic, A. A., & Dramićanin, M. D. (2017). Refractive indices of unfilled resin mixtures and cured composites related to color and translucency of conventional and low-shrinkage composites. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, *105* (1), 7–13.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.33523>
- Mudgett, P. S., & Richards, L. W. (1973). Kubelka–Munk scattering and absorption coefficients for use with glossy, opaque objects. *Journal of Painting Technology*, *45*, 44–53.
- O'Brien, W. J., Hemmendinger, H., Boenke, K. M., Linger, J. B., & Groh, C. L. (1997). Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dental Materials*, *13* (3), 179–185.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(97\)80121-2](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(97)80121-2)

- Odioso, L., Gibb, R., & Gerlach, R. (2000). Impact of demographic, behavioural, and dental care utilization parameters on tooth color and personal satisfaction. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29, S35-41.
- Oivanen, M., Keulemans, F., Garoushi, S., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2021). The effect of refractive index of fillers and polymer matrix on translucency and color matching of dental resin composite. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8 (1), 48–53.
<https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1906879>
- Ota, M., Ando, S., Endo, H., Ogura, Y., Miyazaki, M., & Hosoya, Y. (2012). Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70 (5), 362–367.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2011.600724>
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (1st ed.). Elsevier Mosby.
- Paravina, R. D., Kimura, M., & Powers, J. M. (2005). Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. *Odontology*, 93 (1), 46–51.
<https://doi.org/10.1007/s10266-005-0048-7>
- Paravina, R. D., Westland, S., Imai, F. H., Kimura, M., & Powers, J. M. (2006a). Evaluation of blending effect of composites related to restoration size. *Dental Materials*, 22 (4), 299–307.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.022>
- Paravina, R. D., Westland, S., Kimura, M., Powers, J. M., & Imai, F. H. (2006b). Color interaction of dental materials: Blending effect of layered composites. *Dental Materials*, 22 (10), 903–908.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.018>
- Paravina, R. D., Majkic, G., Imai, F. H., & Powers, J. M. (2007). Optimization of tooth color and shade guide design: Clinical research. *Journal of Prosthodontics*, 16 (4), 269–276.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00189.x>
- Paravina, R. D., Westland, S., Johnston, W. M., & Powers, J. M. (2008). Color adjustment potential of resin composites. *Journal of Dental Research*, 87 (5), 499–503.
<https://doi.org/10.1177/154405910808700515>
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Della Bona, A., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Pérez, M. M. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27 (S1), S1–S9.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12149>

- Paravina, R. D., Pérez, M. M., & Ghinea, R. (2019). Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31 (2), 103–112.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12465>
- Paravina, R. D., Aleksić, A., Tango, R. N., García-Beltrán, A., Johnston, W. M., & Ghinea, R. (2021). Harmonization of color measurements in dentistry. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 169, 108504.
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108504>
- Pecho, O. E. (2012). *Caracterización óptica y estructural de las cerámicas en base a policristales tetragonales de zirconia estabilizados con ytria*. Universidad de Granada.
- Pecho, O. E., Ghinea, R., Ionescu, A. M., Cardona, J. C., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2015). Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka-Munk theory. *Dental Materials*, 31 (1), 60–67.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.012>
- Pecho, O. E., Ghinea, R., Navarro do Amaral, E. A., Cardona, J. C., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2016a). Relevant optical properties for direct restorative materials. *Dental Materials*, 32 (5), e105–e112.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.008>
- Pecho, O. E., Pérez, M. M., Ghinea, R., & Della Bona, A. (2016b). Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dental Materials*, 32 (11), 1362–1373.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.218>
- Pecho, O. E., Ghinea, R., Pérez, M. M., & Della Bona, A. (2017). Influence of gender on visual shade matching in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29 (2), E15–E23.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12292>
- Pecho, O. E., Martos, J., Pinto, K. V. A., Pinto, K. V. A., & Baldissera, R. A. (2019). Effect of hydrogen peroxide on color and whiteness of resin-based composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31 (2), 132–139.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12443>
- Pedrosa, M. S., Nogueira, F. N., Baldo, V. O., & Medeiros, I. S. (2021). Changes in color and contrast ratio of resin composites after curing and storage in water. *Saudi Dental Journal*, 1-6.
<https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2021.02.002>

- Pereira Sanchez, N., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2019). Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31 (5), 465–470.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12488>
- Pérez, M. M., Saleh, A., Yebra, A., & Pulgar, R. (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal*, 26 (1), 21–28.
<https://doi.org/10.4012/dmj.26.21>
- Pérez, M. M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39 (Supplement 3), e37–e44.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.09.007>
- Pérez, M. M., Ghinea, R., Rivas, M. J., Yebra, A., Ionescu, A. M., Paravina, R. D., & Herrera, L. J. (2016a). Development of a customized whiteness index for dentistry based on CIELAB color space. *Dental Materials*, 32 (3), 461–467.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.12.008>
- Pérez, M. M., Hita-Iglesias, C., Ghinea, R., Yebra, A., Pecho, O. E., Ionescu, A. M., Crespo, A., & Hita, E. (2016b). Optical properties of supra-nano spherical filled resin composites compared to nanofilled, nano-hybrid and micro-hybrid composites. *Dental Materials Journal*, 35 (3), 353–359.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-126>
- Pérez, M. M., Salas, M., Moldovan, M., Dudea, D., Yebra, A., & Ghinea, R. (2017). Scattering, absorption and transmittance of experimental graphene dental nanocomposites. *Third International Conference on Applications of Optics and Photonics. The International Society for Optics and Photonics*, 10453, 68.
<https://doi.org/10.1117/12.2272028>
- Pérez, M. M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Carrillo, F., Ionescu, A. M., & Paravina, R. D. (2018). Color difference thresholds for computer-simulated human gingiva. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30 (2), E24–E30.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12373>
- Pérez, M. M., Herrera, L. J., Carrillo, F., Pecho, O. E., Dudea, D., Gasparik, C., Ghinea, R., & Della Bona, A. (2019a). Whiteness difference thresholds in dentistry. *Dental Materials*, 35 (2), 292–297.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.022>
- Pérez, M. M., Pecho, O. E., Ghinea, R., Pulgar, R., & Bona, A. Della. (2019b). Recent advances in color and whiteness evaluations in dentistry. *Current Dentistry*, 1 (1), 23–29.
<https://doi.org/10.2174/2542579X01666180719125137>

- Pérez, M. M., Della Bona, A., Carrillo-Pérez, F., Ducea, D., Pecho, O. E., & Herrera, L. J. (2020). Does background color influence visual thresholds? *Journal of Dentistry*, *102*, 103475.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103475>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Pérez, M. M., Colosi, H. A., Ducea, D., & Badea, M. (2015). Dentine scattering, absorption, transmittance and light reflectivity in human incisors, canines and molars. *Journal of Dentistry*, *43* (9), 1116–1124.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.06.011>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Colosi, H. A., & Ducea, D. (2016a). Dentin translucency and color evaluation in human incisors, canines, and molars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115* (4), 475–481.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.015>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ducea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., & Ghinea, R. (2016b). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *28* (S1), S46–S55.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12195>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Ducea, D., Ruiz-López, J., Pérez, M. M., & Colosi, H. (2021a). The effects of thickness and shade on translucency parameters of contemporary, esthetic dental ceramics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-12.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12733>
- Pop-Ciutrla, I. S., Ghinea, R., Colosi, H. A., Ruiz-López, J., Pérez, M. M., Paravina, R. D., & Ducea, D. (2021b). Color compatibility between dental structures and three different types of ceramic systems. *BMC Oral Health*, *21* (1), 75.
<https://doi.org/10.1186/s12903-021-01404-7>
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2017). *Dental Materials: Foundations and Applications* (11th ed.). Elsevier.
- Ragain, J. C., & Johnston, W. M. (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research & Application*, *25* (4), 278–285.
[https://doi.org/10.1002/1520-6378\(200008\)25:4<278::AID-COL8>3.0.CO;2-F](https://doi.org/10.1002/1520-6378(200008)25:4<278::AID-COL8>3.0.CO;2-F)
- Ragain, J. C., & Johnston, W. M. (2001a). Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *13* (1), 41–48.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2001.tb00250.x>
- Ragain, J. C., & Johnston, W. M. (2001b). Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory applied to human dentin and enamel. *Journal of Dental Research*, *80* (2), 449–452.
<https://doi.org/10.1177/00220345010800020901>

- Reher, V., Reher, P., Peres, K., & Peres, M. (2021). Fall of amalgam restoration: a 10-year analysis of an Australian university dental clinic. *Australian Dental Journal*, 66 (1), 61–66.
<https://doi.org/10.1111/adj.12807>
- Ren, J., Lin, H., Huang, Q., & Zheng, G. (2015). Determining color difference thresholds in denture base acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114 (5), 702–708.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.009>
- Richmond, J. (1963). Relation of emittance to other optical properties. *Journal of Research of the National Bureau of Standards Section*, 67, 217–226.
- Ritter, A. V., Walter, R., & Boushell, L. W. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7th ed.). Elsevier.
- Rodríguez, H. A., Kriven, W. M., & Casanova, H. (2019). Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. *Materials Science and Engineering C*, 101, 274–282.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.090>
- Ruiz-López, J., Pulgar, R., Lucena, C., Pelaez-Cruz, P., Cardona, J. C., Pérez, M. M., & Ghinea, R. (2021). Impact of short-term dental dehydration on *in-vivo* dental color and whiteness. *Journal of Dentistry*, 105, 103560.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103560>
- Rusnac, M. E., Gasparik, C., Delean, A. G., Aghiorghiesei, A. I., & Dudea, D. (2021). Optical properties and masking capacity of flowable giomers. *Medicine and Pharmacy Reports*, 94 (1), 99–105.
<https://doi.org/10.15386/mpr-1924>
- Russell, M. D., Gulfraz, M., & Moss, B. W. (2000). *In vivo* measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27 (9), 786–792.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00610.x>
- Ruyter, I. E., Nilner, K., & Möller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3 (5), 246–251.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80081-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80081-7)
- Sailer, I., Fehmer, V., Ioannidis, A., Thoma, D., & Hammerle, C. (2014). Threshold value for the perception of color changes of human gingiva. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 34 (6), 757–762.
<https://doi.org/10.11607/prd.2174>
- Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34 (8), 1168–1174.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.001>

- Sanderson, S. W., & Simons, K. L. (2014). Light emitting diodes and the lighting revolution: The emergence of a solid-state lighting industry. *Research Policy*, 43 (10), 1730–1746.
<https://doi.org/10.1016/j.respol.2014.07.011>
- Saunderson, J. L. (1942). Calculation of the color of pigmented plastics. *Journal of the Optical Society of America*, 32 (12), 727.
<https://doi.org/10.1364/josa.32.000727>
- Schabbach, L. M., dos Santos, B. C., De Bortoli, L. S., Fredel, M. C., & Henriques, B. (2021). Application of Kubelka-Munk model on the optical characterization of translucent dental zirconia. *Materials Chemistry and Physics*, 258, 123994.
<https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2020.123994>
- Schanda, J. (2007). *Colorimetry. Understanding the CIE system* (1st ed.). Wiley.
- Schmeling, M., Maia, H. P., & Baratieri, L. N. (2012). Opalescence of bleached teeth. *Journal of Dentistry*, 40 (Supplement 1), e35-e39.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.011>
- Sen, N., & Us, Y. O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119 (4), 593–599.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.012>
- Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., & Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119 (1), 36–46.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.009>
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*, 30 (1), 21–30.
<https://doi.org/10.1002/col.20070>
- Sharma, V., Punia, V., Khandelwal, M., Punia, S., & Lakshmana, R. (2010). A study of relationship between skin color and tooth shade value in population of Udaipur, Rajasthan. *International Journal of Dental Clinics*, 2 (4), 26–29.
- Shiraishi, T., & Watanabe, I. (2016). Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dental Materials*, 32 (5), 660–667.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.004>
- Shirazi, M., Mirzadeh, M., Modirrousta, M., & Arab, S. (2021). Comparative evaluation of the shear bond strength of ceramic brackets of three different base designs bonded to amalgam and composite restorations with different surface treatment. *Dental and Medical Problems*, 131684, 1–8.
<https://doi.org/10.17219/dmp/131684>

- Simionato, A., Pecho, O. E., & Della Bona, A. (2020). Efficacy of color discrimination tests used in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-9.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12673>
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J. F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1–11.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.004>
- Sulaiman, T. A., Rodgers, B., Suliman, A. A., & Johnston, W. M. (2020a). Color and translucency stability of contemporary resin-based restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-7.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12640>
- Sulaiman, T. A., Suliman, A. A., Mohamed, E. A., Rodgers, B., Altak, A., & Johnston, W. M. (2020b). Optical properties of bisacryl-, composite-, ceramic- resin restorative materials: An aging simulation study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-6.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12653>
- Suliman, S., Sulaiman, T. A., Olafsson, V. G., Delgado, A. J., Donovan, T. E., & Heymann, H. O. (2019). Effect of time on tooth dehydration and rehydration. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31 (2), 118–123.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12461>
- Tabatabaei, M. H., Nahavandi, A. M., Khorshidi, S., & Hashemikamangar, S. S. (2019). Fluorescence and opalescence of two dental composite resins. *European Journal of Dentistry*, 13 (4), 527–534.
<https://doi.org/10.1055/s-0039-1696899>
- Tabatabaian, F., Motamedi, E., Sahabi, M., Torabzadeh, H., & Namdari, M. (2018). Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120 (2), 257–262.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.007>
- Tabatabaian, F., Karimi, M., & Namdari, M. (2020). Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32 (6), 615–621.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12596>
- Tao, D., Smith, R. N., Zhang, Q., Sun, J. N., Philpotts, C. J., Ricketts, S. R., Naeeni, M., & Joiner, A. (2017). Tooth whitening evaluation of blue covarine containing toothpastes. *Journal of Dentistry*, 67 (Supplement), S20–S24.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.10.014>
- Tokuyama Dental America. *Omnichroma technical report*.
<https://www.tokuyama-us.com/omnichroma-dental-composite>

- Touati, B., Miara, P., & Nathanson, D. (2000). *Odontología estética y restauraciones cerámicas* (1st ed.). Masson.
- Trifkovic, B., Powers, J. M., & Paravina, R. D. (2018). Color adjustment potential of resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 22 (3), 1601–1607.
<https://doi.org/10.1007/s00784-017-2260-6>
- Tuncdemir, A., Tuncdemir, M., Gungor, A., Ozturk, C., & Polat, S. (2012). Color differences between maxillar and mandibular incisors. *European Journal of General Dentistry*, 1 (3), 170.
<https://doi.org/10.4103/2278-9626.105381>
- Tuncel, I., Turp, I., & Üsümez, A. (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8 (3), 181–186.
<https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.3.181>
- Unalan, B., & Degirmenci, A. (2018). The effects of thickness changes in different composites on translucency, opalescence, and masking efficacy. *Medical Science*. 22 (94), 571-576.
<https://doi.org/10.6084/M9.FIGSHARE.11750388.V1>
- United Nations. (2013). *Minamata Convention on Mercury*. Geneva: United Nations Environment Programme, 2013.
<http://www.mercuryconvention.org/Portals/11/documents/Booklets/Mi>
- Valizadeh, S., Nahavandi, A. M., Daryadar, M., Özcan, M., & Hashemikamangar, S. S. (2020). The effect of ceramic thickness on opalescence. *Clinical and Experimental Dental Research*, 6 (6), 693–699.
<https://doi.org/10.1002/cre2.325>
- Vichi, A., Sedda, M., Fonzar, R. F., Carrabba, M., & Ferrari, M. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28 (S1), S32–S39.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12172>
- Volpato, C. A. M., Pereira, M. R. C., & Silva, F. S. (2018). Fluorescence of natural teeth and restorative materials, methods for analysis and quantification: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30 (5), 397–407.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12421>
- Wang, Z., Gao, C., Xu, Y., Melgosa, M., Brill, M. H., Pointer, M., & Li, C. (2019). Further investigation on the modified hyperbolic function in the CAM16 color appearance model. *Color Research & Application*, 44 (3), 359–366.
<https://doi.org/10.1002/col.22347>

- Wee, A. G., Lindsey, D. T., Shroyer, K. M., & Johnston, W. M. (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98 (2), 101–109.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60043-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60043-2)
- Westland, S., Luo, W., Li, Y., Pan, Q., & Joiner, A. (2017). Investigation of the perceptual thresholds of tooth whiteness. *Journal of Dentistry*, 67 (Supplement), S11–S14.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.09.013>
- Xu, B. T., Zhang, B., Kang, Y., Wang, Y. N., & Li, Q. (2012). Applicability of CIELAB/CIEDE2000 formula in visual color assessments of metal ceramic restorations. *Journal of Dentistry*, 40 (Supplement 1), e3–e9.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.04.011>
- Yadav, R., & Kumar, M. (2019). Dental restorative composite materials: A review. *Journal of Oral Biosciences*, 61 (2), 78–83.
<https://doi.org/10.1016/j.job.2019.04.001>
- Yang, D. L., Sun, Q., Niu, H., Wang, R. L., Wang, D., & Wang, J. X. (2020). The properties of dental resin composites reinforced with silica colloidal nanoparticle clusters: Effects of heat treatment and filler composition. *Composites Part B: Engineering*, 186, 107791.
<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2020.107791>
- Yoshida, K., Tanagawa, M., & Atsuta, M. (2001). Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research*, 58 (5), 525–530.
<https://doi.org/10.1002/jbm.1050>

**PRODUCCIÓN CIENTÍFICA,
DIVULGACIÓN Y
ACTIVIDADES**

1. Artículos científicos incluidos en la presente Tesis Doctoral

Lucena, C., Ruiz-López, J., Pulgar, R., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2021). Optical behavior of one-shaded resin-based composites. *Dental Materials*, 37 (5), 840–848.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.02.011>

Durand, L. B., Ruiz-López, J., Perez, B. G., Ionescu, A. M., Carrillo-Pérez, F., Ghinea, R., & Pérez, M. M. (2020). Color, lightness, chroma, hue, and translucency adjustment potential of resin composites using CIEDE2000 color difference formula. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-8.

<https://doi.org/10.1111/jerd.12689>

Melgosa, M., Ruiz-López, J., Li, C., García, P. A., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2020). Color inconstancy of natural teeth measured under white light-emitting diode illuminants. *Dental Materials*, 36 (12), 1680–1690.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.10.001>

Pulgar, R., Lucena, C., Espinar, C., Pecho, O. E., Ruiz-López, J., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2019). Optical and colorimetric evaluation of a multi-color polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 35 (7), e131–e139.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.03.010>

2. Artículos científicos relacionados con la presente Tesis Doctoral

Dalmolin, A., Perez B. G., Gaidarji, B., Ruiz-López, J., Lehr, R. M., Pérez, M. M., & Durand, L. B. (2021). Masking ability of bleach-shade resin composites using the multilayering technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33 (2), 269-276.

<https://doi.org/10.1111/jerd.12740>

Pop-Ciutrita, I. S., Ghinea, R., Ducea, D., Ruiz-López, J., Pérez, M. M., & Colosi, H. (2021a). The effects of thickness and shade on translucency parameters of contemporary, esthetic dental ceramics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1-12.

<https://doi.org/10.1111/jerd.12733>

Pop-Ciutrita, I. S., Ghinea, R., Colosi, H. A., Ruiz-López, J., Pérez, M. M., Paravina, R. D., & Ducea, D. (2021b). Color compatibility between dental structures and three different types of ceramic systems. *BMC Oral Health*, 21 (1), 75.

<https://doi.org/10.1186/s12903-021-01404-7>

Ruiz-López, J., Pulgar, R., Lucena, C., Pelaez-Cruz, P., Cardona, J. C., Perez, M. M., & Ghinea, R. (2021). Impact of short-term dental dehydration on *in-vivo* dental color and whiteness. *Journal of Dentistry*, 105, 103560.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103560>

3. Comunicaciones en congresos internacionales, nacionales, jornadas y simposios relacionados con la presente Tesis Doctoral

Pop-Ciuttrila, I.S., Dudea, D., Ruiz-López, J., Pérez, M.M., Ghinea, R. Optical transmittance of a CAD/CAM hybrid ceramic system. *2020 IADR/AADR/CADR GENERAL SESSION*. WASHINGTON, D.C., USA - 2020.

Pop-Ciuttrila, I.S., Dudea, D., Paravina, R., Ruiz-López, J., Pérez, M.M., Cardona, J. C., Ghinea, R. Optical properties of dental hard structures compared to aesthetic ceramics. *2020 IADR/AADR/CADR GENERAL SESSION*. WASHINGTON, D.C., USA – 2020.

Ruiz López, J., Peláez, P., López, A., Lucena, C., Espinar, C., Pulgar, R. Influencia de la deshidratación sobre el color dental. *Congreso Mundial de Estética Dental – World Congress of Esthetic Dentistry (SEPES-IFED BCN 2019)*. BARCELONA, ESPAÑA – 2019.

Ghinea, R., López, A., Pérez, M.M., Ruiz-López, J., Espinar, C., Lucena, C. Error de cobertura de dos guías de color en una muestra de 150 voluntarios. *Congreso Mundial de Estética Dental – World Congress of Esthetic Dentistry (SEPES-IFED BCN 2019)*. BARCELONA, ESPAÑA – 2019.

Espinar, C., Ghinea, R., Ruiz-López, J., Pérez, M.M., Peláez, P., Pulgar, R. Blanqueamiento vital: ¿Cuánto debe durar el tratamiento? *Congreso Mundial de Estética Dental – World Congress of Esthetic Dentistry (SEPES-IFED BCN 2019)*. BARCELONA, ESPAÑA – 2019.

Ghinea, R., Ionescu, A., Cardona, J.C., Pecho, O.E., Rodríguez-Águila, A.B., Ruiz-López, J., Herrera, L.J., Pérez, M.M. Optical properties of dental biomaterials and bio-engineered tissues. *International Seminar on Biomaterials and Regenerative Medicine*. CRAIOVA, RUMANÍA – 2019.

Pop-Ciuttrila, I.S., Dudea, D., Colosi, H.A., Ruiz-López, J., Ghinea, R. Translucency variations among different shades and thicknesses of aesthetic ceramic materials. *11th Annual Conference of the Society for Color and Appearance in Dentistry (SCAD)*. NEWPORT BEACH, ESTADOS UNIDOS – 2019.

Ruiz-López, J., Pulgar, R., Rodríguez-Águila, A.B., Pecho, O.E., Pérez, M.M. Índice WID: Una herramienta para evaluar el blanqueamiento dental. *1er Simposio de Terapias Avanzadas y Tecnologías Biomédicas*. GRANADA, ESPAÑA – 2019.

- Rodríguez-Águila, A.B., Ruiz-López, J., Yebra, A., Ionescu, A.M., Cardona, J.C., Pérez, M.M. Laser Speckle Rheology a non-invasive technique for evaluating mechanical properties of biomaterials. *Ier Simposio de Terapias Avanzadas y Tecnologías Biomédicas*. GRANADA, ESPAÑA – 2019.
- Ruiz López, J., Chato, J., Rodríguez-Águila, A.B., Ionescu, A., Cardona, J.C., Pérez, M.M. ¿Puede ofrecer protección contra la radiación ultravioleta un modelo biogenerado de piel humana? *II Congreso / IV Jornadas de Investigadores en Formación. Fomentando la Interdisciplinariedad*. GRANADA, ESPAÑA - 2019.
- Rodríguez-Águila, A.B., Toral, A., Ruiz-López, J., Rodríguez, N., Godoy, A., Pérez, M.M. Análisis del comportamiento óptico de sustratos flexibles conductores mediante la Teoría de Kubelka-Munk: Resultados preliminares en poliimididas tratadas con láser. *II Congreso / IV Jornadas de Investigadores en Formación. Fomentando la Interdisciplinariedad*. GRANADA, ESPAÑA – 2019.
- Ruiz-López, J., Rodríguez-Águila, A.B., Yebra, A., Pozo, A., Tarifa-Bonilla, J., Pérez, M.M. Laser Speckle Rheology for evaluating mechanical properties of biomaterials: A pilot study. *IV International Conference on Applications of Optics and Photonics (AOP 2019)*. LISBOA, PORTUGAL – 2019.
- Ionescu, A., López, S., Ghinea, R., Cardona, J.C., Talaverón, A., Ruiz-López, J., Rodríguez-Águila, A.B., Pérez, M.M. Variations of the optical properties of two types of contact lenses with dehydration. *IV International Conference on Applications of Optics and Photonics (AOP 2019)*. LISBOA, PORTUGAL – 2019.
- Ionescu, A., Talaverón, A., Cardona, J.C., López, S., Rodríguez-Águila, A.B., Ruiz-López, J., Pérez, M.M., Ghinea, R. Evaluation of the optical properties of two different types of soft contact lenses: Hydrogel and silicone-hydrogel. *IV International Conference on Applications of Optics and Photonics (AOP 2019)*. LISBOA, PORTUGAL – 2019.
- Ruiz-López, J., Rodríguez-Águila, A.B., Ionescu, A., Pérez, M.M., Yebra, A. Técnicas de moteado láser para la evaluación de las propiedades elásticas de biomateriales: Resultados preliminares. *Primer Congreso Nacional / III Jornadas Investigadores en Formación: Fomentando la Interdisciplinariedad (JIFFI)*. GRANADA, ESPAÑA – 2018.
- Ruiz-López, J., Rodríguez-Águila, A.B., Ionescu, A., Pérez, M.M., Yebra, A. Laser Speckle Rheology for evaluating elasticity properties of biomaterials: A pilot study. *JREMIE'3: Troisième Journée Internationale "Radiations Électromagnétiques & Impact sur l'Environnement"*. TETUÁN, MARRUECOS – 2018.

4. Estancia

Estancia doctoral de investigación realizada en el centro “*MedFuture Research Center for Advanced Medicine*” de la Universidad “*Iuliu Hatieganu University of Medicine and Pharmacy Cluj-Napoca*” en la ciudad de Cluj-Napoca (Rumanía), desde el 22 de Febrero de 2021 al 26 de Mayo de 2021.

Supervisor: Dr. Rares Ionut Stiuftuc – Catedrático en el “*Department of Pharmaceutical Physics-Biophysics, Faculty of Pharmacy and Department of Bionanoscopia of MedFUTURE Research Center for Advanced Medicine at "Iuliu Hatieganu" University of Medicine and Pharmacy Cluj-Napoca*”.

5. Participación en proyectos de investigación oficiales obtenidos en convocatorias públicas competitivas

- Desarrollo de técnicas ópticas no-invasivas para el control biomimético de materiales biogenerados y sintéticos con aplicación en medicina regenerativa y restauradora. PGC2018-101904-A-I00. 01/01/2019 - 31/12/2021. 78.650,00€. *Proyectos de I+D de generación de conocimiento del programa estatal de generación de conocimiento y fortalecimiento científico y tecnológico del sistema de I+D+I - Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.*

- Open Researchers 2018-2019. H2020-MSCA-NIGHT-2018. 01/07/2019 – 27/09/2019. 202.326,18€. *Unión Europea (EU).*

6. Actividad laboral/profesional durante la tesis

- Técnico de apoyo a la investigación para la realización de un proyecto de investigación del programa de *Garantía Juvenil* desde el 01/01/2020 hasta la actualidad.

- Optometrista clínico en *Instituto Oftalmológico de Granada* a tiempo parcial desde el 14/03/2018 al 13/12/2019.

7. Otras actividades científicas

- Representante del Comité de Color del Área Joven de la *Sociedad Española de Óptica* desde 2020 hasta la actualidad.

- Miembro del comité organizador de la actividad “Light Research Café: Junior Explosion!”, de la 3ª edición del *Acto Central en España del Día Internacional de la Luz*, 2021.

- Ponencia invitada “El papel del Óptico-Optometrista en la Clínica Oftalmológica” en las *Jornadas de Retos Profesionales en Óptica y Optometría* organizadas por el Máster en Optometría Clínica y Óptica Avanzada de la Universidad de Granada, 2019.

- Coordinación de la actividad “Optometría mucho más que ver” – Departamento de Óptica – Universidad de Granada en la *21ª Feria de la Ciencia de Andalucía*, 2018.

- Impartición de la actividad “Optometría: Ver bien para aprender mejor” en la *Semana de la Ciencia*, 2018.