UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA CLÍNICA Y SALUD PÚBLICA
(B12.56.1)

"UMBRALES DE DISCRIMINACIÓN DE TRANSLUCIDEZ EN RESINAS COMPUESTAS DENTALES. APLICACIÓN PRÁCTICA EN LOS CAMBIOS DE TRANSLUCIDEZ INDUCIDOS POR DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACIÓN."

TESIS DOCTORAL

MARIANNE SALAS SÁNCHEZ
GRANADA, 2018

UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA CLÍNICA Y SALUD PÚBLICA
(B12.56.1)

"UMBRALES DE DISCRIMINACIÓN DE TRANSLUCIDEZ EN RESINAS COMPUESTAS DENTALES. APLICACIÓN PRÁCTICA EN LOS CAMBIOS DE TRANSLUCIDEZ INDUCIDOS POR DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACIÓN."

MEMORIA PRESENTADA POR:

Marianne Salas Sánchez

DIRIGIDA POR:

Dra. Cristina Lucena
Dra. María del Mar Pérez Gómez

GRANADA-2018

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Marianne Salas Sánchez
ISBN: 978-84-1306-240-2
URI: http://hdl.handle.net/10481/56342

UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA CLÍNICA Y SALUD PÚBLICA
(B12.56.1)

"UMBRALES DE DISCRIMINACIÓN DE TRANSLUCIDEZ EN RESINAS COMPUESTAS DENTALES. APLICACIÓN PRÁCTICA EN LOS CAMBIOS DE TRANSLUCIDEZ INDUCIDOS POR DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACIÓN."

Memoria presentada por:

Marianne Salas Sánchez

Para optar al grado de

Doctor por la Universidad de Granada

Fdo. Marianne Salas Sánchez

UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN MEDICINA CLÍNICA Y SALUD PÚBLICA
(B12.56.1)

El trabajo de investigación que se expone en la siguiente Tesis Doctoral, titulada "Umbrales de discriminación de translucidez en resinas compuestas dentales. Aplicación práctica en los cambios de translucidez inducidos por diferentes protocolos de polimerización", ha sido realizado bajo nuestra dirección por la Licenciada Doña Marianne Salas Sánchez durante el periodo correspondiente entre los años 2015 y 2018.

Una vez redactada, la presente Memoria ha sido revisada y es adecuada para ser presentada y permitir a la doctoranda aspirar al título de Doctora ante el Tribunal que en su día se designe.

Y para que conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, se expide la presente en Granada a 17 de Diciembre de 2018,

Cristina Lucena Martín
Profesora Titular
Dpto. de Estomatología
Facultad de Odontología
Universidad de Granada

María del Mar Pérez Gómez
Catedrática de Universidad
Dpto. de Óptica
Facultad de Ciencias
Universidad de Granada

A todos los que me han brindado su ayuda y apoyo para llevar a cabo este trabajo.

Agradecimientos

Me gustaría comenzar expresando mi más sincera gratitud hacia mis directoras de esta tesis, Cristina Lucena y María del Mar Pérez, sin las cuáles me habría sido imposible realizar este trabajo. Cristina, quien sin conocerme me aceptó primero para la realización de TFM y luego sin ningún reparo aceptó dirigirme en el camino de esta tesis doctoral. María del Mar, la mezcla perfecta para completar este equipo, desde el primer minuto inmersa a fondo en la realización de este trabajo. Gracias a ambas por su esfuerzo incansable, su ayuda, paciencia y por todo lo que me han enseñado a lo largo de estos años de trabajo.

Además, quiero agradecer la ayuda y contribución de las demás personas que han colaborado en la realización de esta tesis. A Luis Javier por estar disponible e introducirme un poco el inmenso mundo de la informática, el TSK Fuzzy, sin el cual no hubiese sido posible obtener los umbrales. Antonio, quién le ha dado un toque de modernidad a este trabajo enseñándome el speckle y todo ese mundo abstracto al cual luego de muchas horas de laboratorio he logrado comprender, al menos unas nociones básicas. Ana Yebra, María José por la ayuda que me han brindado cuando era necesario; y a todas las personas que formaron voluntariamente parte de este gran proyecto.

Agradecer tanto al Departamento de Estomatología como al de Óptica de la Universidad de Granada por ofrecerme sus instalaciones e instrumentos, los cuales han sido necesarios para la realización de este trabajo.

Finalmente, quiero dar las gracias a mi familia, quienes me han soportado en mis momentos de stress y han estado atentos al desarrollo de este trabajo a pesar de no ser un tema de su dominio. Muchas gracias por su paciencia, compresión y apoyo. Gracias a ustedes he alcanzado un logro más en mi vida profesional.

Índice General

Capítulo I. Introducción…….. 1

I.1 El Color…….. 3

I.1.1 Percepción del color……... 3

I.1.2. Espacios de representación de color…….. 5

I.1.3. Fórmulas de diferencia de color asociadas a CIELAB……. 9

I.1.4. Umbrales de discriminación cromática……... 11

I.1.5. Propiedades ópticas de biomateriales…….. 15

I.1.5.1 Teoría del Kubelka-Munk……... 17

I.2 La translucidez……... 18

I.2.1 Métodos para medir o cuantificar la translucidez…….. 19

I.2.2. Translucidez de los tejidos dentales…….. 23

I.2.3 Translucidez de las resinas compuestas dentales……... 25

I.2.4 Umbrales de discriminación de translucidez……. 30

I.3 La polimerización de las resinas compuestas dentales. Implicaciones clínicas.. 31

I.3.1 Concepto de polimerización…….. 32

I.3.2 Fases de la reacción de polimerización……. 32

I.3.3 Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de conversión (GC)..... 33

I.3.4 Factores que condicionan el grado de conversión…….. 34

I.3.4.1Factores que dependen del material……..... 34

I.3.4.2 Factores que dependen de la luz……... 37

I.3.5. Influencia de la irradiancia en las propiedades de los materiales a base de resina……. 45

I.3.6 Métodos para evaluar la cinética de polimerización……..... 48

Capítulo II. Objetivos…….. 51

Capítulo III. Material y Métodos…….. 57

III.1 Material dental…….. 59

III.2 Métodos……. 62

III.2.1 Determinación de umbrales de discriminación de translucidez…….. 62

III.2.1.1 Preparación de las muestras……. 62

III.2.1.2 Cálculo del Parámetro de Translucidez (TP)..... 65

III.2.1.3 Preparación de set de pares experimentales…….. 67

III.2.1.4 Experimento psicofísico de discriminación de diferencias de translucidez…….. 69

III.2.1.5 Procedimiento de ajuste…….. 71

III.2.2 Determinación del color y propiedades ópticas de composites dentales polimerizados con do protocolos de fotoactivación…….. 72

III.2.2.1 Preparación de las muestras…….. 72

III.2.2.2 Medición de la reflectancia espectral……... 74

III.2.2.3 Cálculo de los coeficientes de Kubelka-Munk……..... 75

III.2.2.4 Cálculo de las coordenadas de color y parámetro de translucidez……. 77

III.2.3 Diseño y puesta a punto del dispositivo de moteado láser……... 78

III.2.4. Obtención de patrones secuenciales de moteado láser de composite dentales polimerizados a alta y baja irradiancia……... 81

III.2.4.1 Preparación de las muestras y obtención del patrón de moteado…….. 81

III.2.4.2 Análisis del patrón de moteado láser……..... 83

Capítulo IV. Resultados y discusión……... 85

IV.1 Umbrales de translucidez para materiales dentales……... 87

IV.2 Determinación del color y propiedades ópticas de composites dentales con dos protocolos de fotopolimerización……... 93

IV.2.1 Diferencias de color y translucidez……. 93

IV.2.2 Propiedades ópticas……. 98

IV. 3 Análisis de patrones speckle de los composites con dos protocolos de fotopolimerización……. 104

Capítulo V. Conclusiones…….. 111

Capítulo VI. Referencias Bibliográficas……. 115

Producción Científica Derivada de la Tesis Doctoral……. 139

Anexos……... 143

Índice de Figuras

Figura 1. Espectro visible de la radiación electromagnética……... 3

Figura 2. Espacio de color CIELAB……. 7

Figura 3. Espacio cromático CIE L*C*h……... 8

Figura 4. Espacio cromático dental…….. 9

Figura 5. Procedimiento de ajuste y valores umbrales AT y TP (Paravina y cols, 2015)..... 14

Figura 6. Medición de la Luz Reflejada……... 20

Figura 7. Diferencias en los perfiles de absorción espectral y valores absolutos de absorción entre los fotoiniciadores dentales, para concentraciones molares similares……. 38

Figura 8. Perfil de emisión espectral de una QTHL típica y rangos de absorción de los fotoiniciadores de uso dental…… 41

Figura 9. Emisión espectral de una LCU-LED de 1ª generación……... 42

Figura 10. Emisión espectral de una LCU-LED de 3ª generación…….. 43

Figura 11. Lámpara de fotopolimerización Bluephase utilizada en el estudio….. 62

Figura 12. Molde micrométrico ajustable utilizado para obtener las muestras de 1mm de espesor…….. 63

Figura 13. Proceso de inserción y fotopolimerización del composite para la obtención de las muestras de 1mm de espesor……..... 63

Figura 14. Montaje experimental para el cálculo del TP…….. 66

Figura 15. ΔTP_{ab} y ΔTP_{00} de los 50 pares experimentales ordenados según sus valores de ΔTP_{ab}……..... 69

Figura 16. (a) Representación esquemática de la configuración visual

incluyendo la cabina de observación, la distancia de observación de 30 cm y la geometría óptica. (b) Un par experimental para evaluación visual……. 70

Figura 17. Configuración experimental para la medición de la reflectancia espectral (Tomado de R Guinea)..... 75

Figura 18. Dispositivo experimental……... 79

Figura 19. Imagen del patrón speckle……. 83

Figura 20. Porcentaje de aceptabilidad frente a diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIEDE2000 (ΔTP_{00}). Las curvas representan el 50:50% umbral de aceptabilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior)..... 87

Figura 21. Porcentaje de aceptabilidad frente a diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIELAB (ΔTP_{ab}). Las curvas representan el 50:50% umbral de aceptabilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior)..... 88

Figura 22. Porcentaje de perceptibilidad frente diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIEDE2000 (ΔTP_{00}). Las curvas representan el 50:50% umbral de perceptibilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior)..... 89

Figura 23. Porcentaje de perceptibilidad frente diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIELAB (ΔTP_{ab}). Las curvas representan el 50:50% umbral de perceptibilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior)..... 90

Figura 24. Distribución espectral del coeficiente de scattering (S) de Kubelka-Munk para los composites testados……. 99

Figura 25. Valores medios de la longitud de onda para el coeficiente de absorción de Kubelka-Munk de los composites testados…….. 100

Figura 26. Distribución espectral del coeficiente de transmitancia de Kubelka-Munk para los composites testados…….. 101

Figura 27. Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro para un especímen de Filtek Supreme XTE dentina fotopolimerizada con el protocolo “Low Power”..... 105

Figura 28. Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro para tres especímenes de Filtek Supreme XTE body fotopolimerizadas con el protocolo “High Power”..... 106

Figura 29. Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro del composite FIltek Supreme XTE (esmalte, body y dentina) fotopolimerizadas con los protocolos “High” y “Low Power”... 107

Índice de Tablas

Tabla 1. Características comerciales proporcionadas por los fabricantes de las resinas compuestas utilizadas en el estudio……. 59

Tabla 2. Composites utilizados para preparar los discos de 1mm de espesor……. 65

Tabla 3. Discos de composites utilizados y sus respectivos ΔTP_{ab} y ΔPT_{00}…….. 68

Tabla 4. Composites utilizados en la determinación del color y propiedades ópticas con High y Low Power……... 72

Tabla 5. Resinas compuestas utilizadas en la experimentación……. 82

Tabla 6. Coordenadas CIELAB, CIELCH de los composites polimerizados con "High" y "Low" power……... 95

Tabla 7. Diferencias de color y translucidez entre los composites polimerizados a alta vs. baja irradiancia……..... 98

Tabla 8. Incremento de L, a, b, C y h0 de los composites polimerizados con "High" y "Low" Power……. 98

CAPÍTULO I.

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

I.1 El Color

El color es un fenómeno psicofísico resultante del comportamiento de la luz sobre un objeto y que es captado por el ojo humano. Así, el color no es una propiedad del objeto, sino de la luz reflejada y posteriormente captada por el sistema visual humano. La luz es una onda electromagnética. Estas ondas pueden ser descompuestas en múltiples longitudes de onda (λ) dando lugar a un amplio espectro, sin embargo, la región de longitudes de onda que nuestros ojos son capaces de ver se denomina luz visible y está comprendida en el rango 380-780nm (Figura 1) (Volpato y col., 2010).

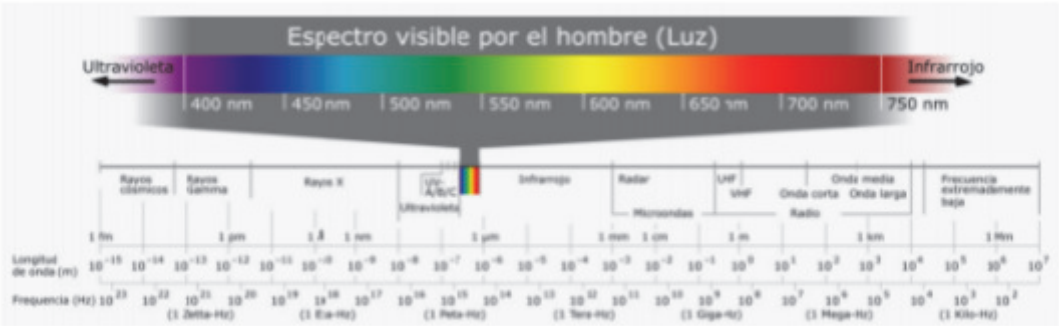

Figura 1. Espectro visible de la radiación electromagnética.

La Comisión Internacional de Iluminación (CIE) define el color percibido como el aspecto de la percepción visual mediante el cual un observador puede distinguir entre dos campos del mismo tamaño, forma y textura basándose en las diferencias en la composición espectral de las radiaciones relacionadas con la observación (Westland, 2003).

I.1.1 Percepción del color

La percepción del color involucra la participación de tres factores: observador, iluminante y objeto.

La visualización del color un objeto puede ser de una forma visual o instrumental. En un análisis visual, la percepción del color es un proceso subjetivo y la interpretación depende de la visión individual del observador. Pueden ocurrir cambios en la percepción del color debido a la edad, tiempo de exposición de la luz sobre el ojo, fatiga o enfermedades relacionadas a la percepción del color. Si el observador es un individuo entrenado en el análisis del color, podrá identificar diferencias sutiles en el color (Volpato y col., 2010). En el análisis instrumental, se utilizan equipos colorimétricos que observan y registran objetivamente el color, como los colorímetros y espectrofotómetros. Los colorímetros analizan los valores para rojo, verde y azul reflejados a través de filtros que simulan las células sensibles fotorreceptoras del ojo humano. Los espectrofotómetros miden y registran la cantidad de luz reflejada o transmitida del objeto a través de su longitud de onda. Estos aparatos tienen alta precisión, sensibilidad para medir colores absolutos y están equipados con distribuciones espectrales de varios iluminantes. Los espectrofotómetros más exactos son las esferas integradoras, en las cuales los objetos son expuestos a la luz en diferentes ángulos y direcciones para su análisis (Volpato y col., 2010).

El iluminante es una fuente de luz natural o artificial, la cual de acuerdo a su origen, puede modificar el color percibido de un objeto. La CIE establece una serie de iluminantes, que vienen definidos por la distribución espectral de su energía, para poder utilizarlos en la descripción del color. En concreto, la CIE propone los iluminantes estándar A, B, C, D, E. (Volpato y col. 2010). El iluminante A es una fuente de luz de tungsteno con una temperatura de color promedio de 2.856K, lo que produce una luz amarilla-rojiza, generalmente es usado para simular condiciones de luz de incandescente. El Iluminante B es una fuente de luz de tungsteno acoplado a un filtro líquido para simular luz solar directa con una temperatura promedio de 4.873K. El Iluminante C es una fuente de luz de tungsteno acoplado a un filtro líquido para simular luz solar indirecta con una temperatura de color de 6.774K. Sin embargo, no es una simulación perfecta de luz solar, porque contiene una gran cantidad de luz

ultravioleta, necesaria en el análisis de fluorescencia. La serie de iluminantes D representan diferentes condiciones de luz día, en concreto los iluminantes D50 y D65 (temperaturas de 5.000K y 6.500K, respectivamente) son usados como iluminantes patrón. Finalmente, el iluminante E es una fuente de luz teórica, que tendría la misma energía en todas las longitudes de onda del espectro luminoso, no existe como tal, y se usa para cálculos colorimétricos.

El color de los objetos se caracteriza, desde un punto de vista físico, por la reflectancia espectral difusa, que nos indica qué fracción de luz de una determinada longitud de onda es reflejada por el cuerpo. La parte de luz que no se refleja puede transmitirse, absorberse o dispersarse (Hita, 2001). Si el objeto es el diente, desde el punto de vista de un observador humano, la apariencia de un diente es un proceso sensorial psico-fisiológicamente complicado, la cual está influenciada por diferentes factores como la distribución de la energía espectral de la fuente de luz o iluminante, la sensibilidad del ojo del observador y las características espectrales del diente con respecto a la absorción, reflexión y transmisión de la luz. Adicionalmente se pueden incluir también las características específicas del diente, las cuales incluyen forma, tamaño, posición y color. El color de un diente está determinado por una combinación de sus propiedades ópticas (Lee, 2007a).

I.1.2. Espacios de representación de color

El objetivo de la Colorimetría es introducir un sistema de medida de color que permita asignar una magnitud mensurable a cada uno de los atributos perceptivos. Además, al expresar el color de forma numérica se podrá especificar su posición en un espacio de representación de color. A lo largo del tiempo se ha intentado ordenar el color de diferentes formas, ya sea en espacios de dos o tres dimensiones.

Un sistema de representación del color o espacio cromático es un medio sistemático que permite organizar los colores en un espacio tridimensional. Este

tipo de sistemas ha sido ampliamente usado para especificarlos, tanto en el ámbito de la enseñanza con en el industrial. Todos estos sistemas están basados en los principios de la percepción del color (Paravina y Powers, 2004). El sistema de ordenación Munsell describe las tres dimensiones del color de objetos opacos: tono o matiz, croma o saturación y valor o intensidad (Joiner, 2004). El tono es el atributo por el cual se identifica y distingue un color, es decir, es el nombre del color (azul, verde, entre otros). Corresponde a la longitud de onda de la radiación lumínica. El croma indica la pureza del color, cuantificando su saturación. Finalmente, el valor es el parámetro por el cual se distingue la luminosidad u oscuridad de un color (Joiner, 2004). Cuanto más claro sea el color, mayor su valor. Así, en una escala de tonalidades grises, la luminosidad del blanco puro se representa por 100 mientras que el negro mostrará el valor absoluto 0, que representa la ausencia total de luz. En 1931, la CIE desarrolló el sistema XYZ CIE31 (CIE, 2004) para la representación del color a partir de los valores triestímulo CIE X, Y, Z basados en la respuesta del ojo humano promedio a diferentes longitudes de onda. Los valores triestímulo se definen como la integración del iluminante, los datos espectrales del objeto y las funciones de mezcla correspondientes a un observador estándar denominadas X(λ), Y(λ) y Z(λ).

$$X = k\sum(R(\lambda)\,S(\lambda)\,\underline{x}(\lambda))$$

$$Y = k\sum\left(R(\lambda)\,S(\lambda)\,\underline{y}(\lambda)\right)$$

$$Z = k\sum(R(\lambda)\,S(\lambda)\,\underline{z}(\lambda))$$

donde R(λ) es la reflectancia absoluta del objeto y S(λ) es la potencia espectral del iluminante.

En 1976 la CIE definió un nuevo espacio cromático denominado CIELa*b* o CIELAB (CIE, 2004), derivado del espacio CIE31, el cual mantiene la teoría de la percepción del color basada en los tres receptores de color del ojo (rojo, verde, azul). Este sistema representa un espacio cromático tridimensional de

coordenadas L*, a* y b* (Figura 2). El valor L* es la luminosidad de un objeto y está cuantificada en una escala de 0 (negro) a 100 (blanco). Las otras dos coordenadas representan los ejes rojo-verde y amarillo-azul, respectivamente. Las coordenadas a* y b* se aproximan a un valor de 0 para los colores neutros (blanco y gris) y aumentan su valor para colores más saturados.

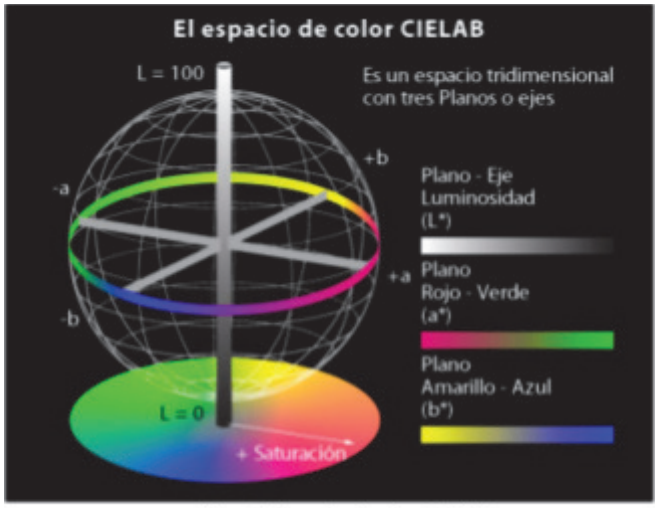

Figura 2. Espacio de color CIELAB.

Las ecuaciones que define CIELAB en función de los valores triestímulo son:

$$L^* = 116\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - 16\ ,\ \ for \frac{Y}{Y_n} < 0.00856$$

$$L^* = 116\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - 16$$

$$a^* = 500\left[\left(\frac{X}{X_n}\right)^{1/3} - \left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3}\right]$$

$$b^* = 200\left[\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{1/3} - \left(\frac{Z}{Z_n}\right)^{1/3}\right]$$

donde X_n, Y_n y Z_n son los valores triestímulo para el iluminante medido sobre un blanco de referencia.

El sistema CIE L*C*h (Figura 3), es una representación en coordenadas

cilíndricas del espacio cromático CIELAB. Los atributos cromáticos ángulo de tono (h_{ab}) y el croma (C_{ab}) se definen para convertir los ejes rectangulares a* y b* en coordenadas polares:

$$h_{ab} = \left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

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

El croma nos indica si en un sistema CIELAB un estímulo se encuentra más o menos cerca del centro (0,0) del diagrama, es decir su saturación. El ángulo de tono (0º-360º) nos indica la zona del diagrama en la que se encuentra el estímulo, es decir el tono del mismo.

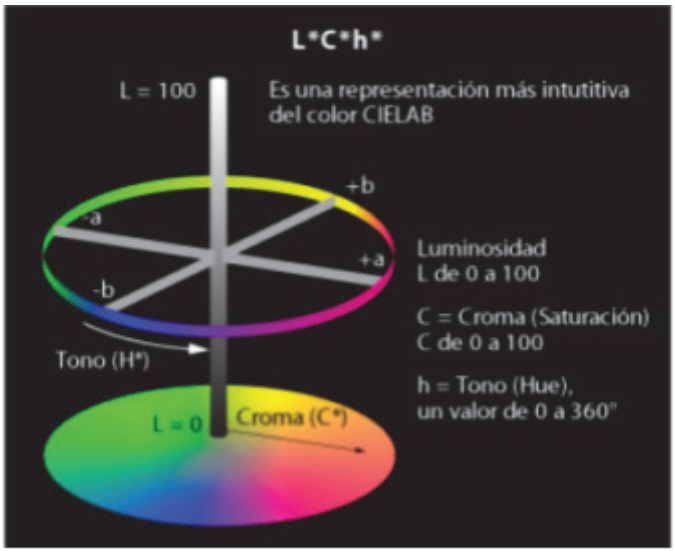

Figura 3. Espacio cromático CIE L*C*h

Los atributos cromáticos dentarios han sido investigados en profundidad en muestras poblacionales amplias. De esta forma, se han podido establecer las coordenadas cromáticas del diente humano más claro y del más oscuro, y se ha definido el *espacio cromático dental* (tanto en el sistema CIELAB como CIEL*C*h*) (Baltzer y Kaufmann-Jinoian, 2004). El *espacio cromático dental* tiene forma alargada, está situado entre el rojo claro y el amarillo claro, y se extiende paralelamente al eje de luminosidad (Figura 4).

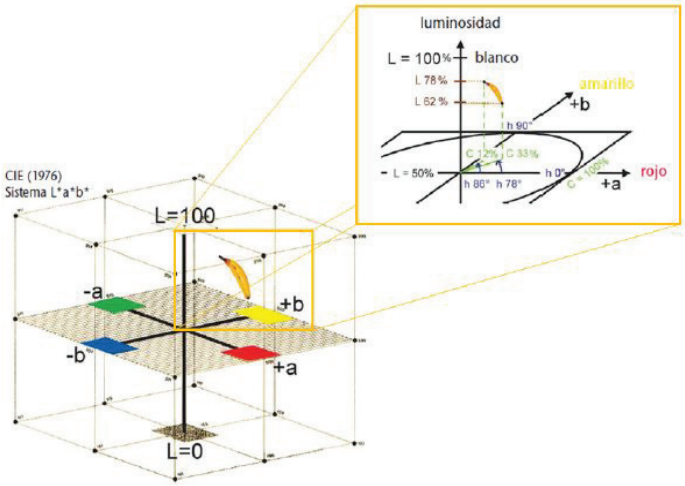

Figura 4. Espacio cromático dental.

I.1.3. Fórmulas de diferencia de color asociadas a CIELAB

La diferencia de color asociada al espacio de color CIELAB, ΔE^*_{ab} , viene dada por la distancia euclídea entre dos puntos del espacio tridimensional CIELAB y donde ΔL*, Δa*y Δb* son las diferencias en cada uno de los ejes:

$$\Delta E^*_{ab} = \left[(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2\right]^{½}$$

En la actualidad, el uso de CIELAB y su fórmula de diferencia de color asociada está ampliamente difundido (Pérez y col., 2018a). Además, en base a este sistema se han desarrollado muchas de las fórmulas de diferencia de color más recientes (CIE, 2004), y especialmente la actual fórmula recomendada por la CIE, CIEDE2000 (Luo y col, 2001; CIE, 2004). En cualquier caso, el uso de estas nuevas fórmulas no reemplaza el empleo de CIELAB como sistema de especificación del color.

La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}) (Luo y col., 2001; CIE, 2004), utiliza los conceptos de croma y tono, reforzando la importancia del desarrollo conceptual del Munsell. La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 corrige la

falta de uniformidad del espacio de color CIELAB. Estas mejoras para el cálculo de diferencia de color total en el ámbito industrial, entre otros, se realizan a través de las correcciones de los efectos de la dependencia en luminancia, dependencia en croma, dependencia en tono y la interacción tono-croma en las diferencias de color percibidas. La escala a lo largo del eje a* es modificada (a') para corregir la falta de uniformidad en la región de los grises (CIE, 2004; Luo, 2001).

$$a' = a^*(1+G)\,;\; b' = b^* and L' = L^*$$

$$G = 0.5\left(1 - \sqrt{\frac{\bar{C}_{ab}^{*7}}{\bar{C}_{ab}^{*7} + 25^7}}\right)$$

Los cálculos para la métrica de diferencia de color para CIEDE2000 color difference (ΔE_{00}) son de acuerdo a la siguiente ecuación (CIE, 2004; Luo, 2001):

$$\Delta E_{00}(K_L : K_C : K_H) = [(\tfrac{\Delta L'}{K_L S_L})^2 + (\tfrac{\Delta C'}{K_C S_C})^2 + (\tfrac{\Delta H'}{K_H S_H})^2 + R_T\left(\tfrac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)\left(\tfrac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)]^{1/2}$$

donde *ΔL´, ΔC´,* y *ΔH´* son las diferencias en cada coordenada, respectivamente, luminosidad, croma o saturación u tono, para un par de muestras. Las funciones de peso (S_L, S_C, y S_H) ajustan la diferencia de color total por la variación en la situación de los pares de coordenadas *L´*, *a´*, *b´*. Los factores (K_L, K_C, y K_H) son los parámetros de corrección conforme a las condiciones experimentales. Finalmente, el término de rotación (R_T) que tiene en cuenta la interacción croma-tono en la región del azul.

Pocos años después de la publicación de la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 ya se encontraban disponibles en la literatura dental las comparaciones entre las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 (Lee, 2005; Pérez y col., 2007). Además, algunos estudios mostraron correlaciones significativas

entre los valores de ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} después de la polimerización o el termociclado de resinas compuestas (Lee, 2005; Kim y col., 2005; Paravina y col., 2005), para restauraciones metal-cerámica (Xy y col., 2012) y espacio de color natural del diente (Gómez-Polo y col., 2016a). La mayoría de las correlaciones mostraron que los valores obtenidos de estas fórmulas son proporcionales, pero las dos fórmulas de diferencias de color no se pueden usar indistintamente para evaluar las diferencias de color en odontología.

Un estudio reciente (Gómez-Polo y col., 2016a) determinó la relación entre los resultado obtenidos mediante la fórmula clásica ΔE^*_{ab} y la fórmula CIEDE2000 en el espacio de color del diente natural utilizando el enfoque de Bland y Altman. Los resultados mostraron que en el espacio de color del diente natural, los valores del factor de escala entre ambas fórmulas varía desde 0.46 a 0.90, por lo que es difícil proporcionar un factor de escala preciso entre ambos valores. Adicionalmente, la relación $\Delta E_{00}/\Delta E^*_{ab}$ aumenta con el incremento en ΔL^* y la disminución en Δb^*. Además, la fórmula CIEDE2000 reflejó las diferencias de color percibidas por el ojo humano mejor que la fórmula CIELAB (Gómez-Polo y col., 2016b; Pecho y col., 2016). Pecho y col. encontraron que la fórmula CIEDE2000(2:1:1) mostró la mejor estimación de la percepción visual en comparación con las fórmulas CIELAB y CIEDE2000(1:1:1). Las fórmulas CIELAB y CIEDE2000(2:1:1) también se utilizaron para evaluar la influencia del género en las concordancias visuales del tono. Solo la fórmula CIEDE2000 (2:1:1) mostró una diferencia estadística entre los géneros (Pecho y col., 2017).

I.1.4. Umbrales de discriminación cromática

La apariencia del color de los materiales dentales, los dientes y otros tejidos orales debe combinarse y reproducirse para lograr una estética aceptable de manera eficiente. El juicio visual es el método más utilizado para evaluar el color en Odontología. Por lo tanto, un conocimiento adecuado sobre los valores de

los límites perceptivos del color en el espacio de color relacionado con la Odontología es excepcionalmente importante para comprender las diferencias de color en la Odontología clínica y la investigación dental. Además, no podemos olvidar que la diferencia de color percibida (ΔV) entre un par de muestras coloreadas en un conjunto dado de condiciones experimentales, es la base del desarrollo de nuevas y adecuadas fórmulas de diferencia de color e índices de blanqueamiento con aplicación directa a la Odontología.

La diferencia de color perceptible se refiere a la diferencia de color más baja que puede ser detectada por un observador humano. Una diferencia de color percibida por el 50% de los observadores corresponde a un umbral de perceptibilidad (PT) de 50:50%. Análogamente, la diferencia de color que es aceptable para el 50% de los observadores corresponde al umbral de aceptabilidad (AT) del 50:50%. Los umbrales visuales de perceptibilidad y aceptabilidad solo se pueden cuantificar combinando métodos de medición de color visual e instrumental. Aunque la mayoría de los estudios para las evaluaciones del umbral han utilizado dispositivos de medición de color profesionales (no dentales), este tema tiene una importancia excepcional en la interpretación de las diferencias de color en Odontología clínica e investigación dental (Chu y col., 2010).

La fórmula de diferencia de color es importante para permitir una mejor correlación entre los juicios visuales (perceptibilidad y aceptabilidad) y los valores de diferencia de color instrumentales. Una mejor correlación podría proporcionar una interpretación clínica más precisa de las diferencias de color en Odontología. La literatura (Ragain y Johnston, 2000; Leow y col., 2006; Wee y col., 2007; Lindsey y Wee, 2007; Paravina, 2009; Mourouzis y col., 2015; Amer y col., 2016; Mazur y col., 2018) sobre los umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad en Odontología es muy diversa en cuanto a las metodologías y los

resultados obtenidos. Sin embargo, la mayoría de los estudios han usado la fórmula de diferencia de color CIELAB, y una minoría uso la fórmula CIEDE2000.

En 2009, un estudio pionero (Ishikawa-Nagai y col., 2009) determinó el PT y AT en odontología utilizando la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 y la aproximación difusa Takagi-Sugeno-Kang (TSK). Un panel de observadores realizó evaluaciones independientes de juicios de perceptibilidad y aceptabilidad en 105 pares de discos de cerámica. Las diferencias de color para cada par de discos se calcularon utilizando las fórmulas de diferencias de color CIELAB y CIEDE2000. A partir de las curvas de ajuste resultantes, se calcularon los umbrales de 50:50%, resultando en un AT de 2.23 (CIEDE2000) y 3.48 (CIELAB) y un PT de 1.25 (CIEDE2000) y 1.74 (CIELAB). Los autores concluyeron que la fórmula CIEDE2000 ofrecía un mejor ajuste que la fórmula CIELAB para evaluar los umbrales de diferencia de color de las cerámicas dentales. Lo anterior hace más recomendable el uso de la fórmula CIEDE2000 en la investigación dental y el análisis de color instrumental *in vivo*. Además, se demostró que existía una diferencia estadísticamente significativa entre PT y AT para la cerámica dental y que la aproximación difusa TSK es un enfoque alternativo fiable para el procedimiento de cálculo de umbral de color (Ishikawa-Nagai y col., 2009).

Posteriormente, se diseñó un estudio multicéntrico (Lindsey y Wee, 2010) (siete sitios de investigación) para determinar el PT 50:50% y AT 50:50% de cerámica dental en entornos clínicos simulados. Cada centro de investigación reclutó a 25 observadores, divididos en cinco grupos: dentistas, estudiantes de Odontología, auxiliares de odontología, técnicos dentales y población general. Las condiciones de comparación visual de colores y el procedimiento de adaptación fueron los mismos que en un estudio previo (Ishikawa-Nagai y col., 2009). El resultado general obtenido (teniendo en cuenta todos los grupos de

observadores) para CIELAB 50:50% PT fue ΔE^*_{ab} = 1.2, mientras que 50:50% AT fue ΔE^*_{ab} = 2.7 (Figura 5).

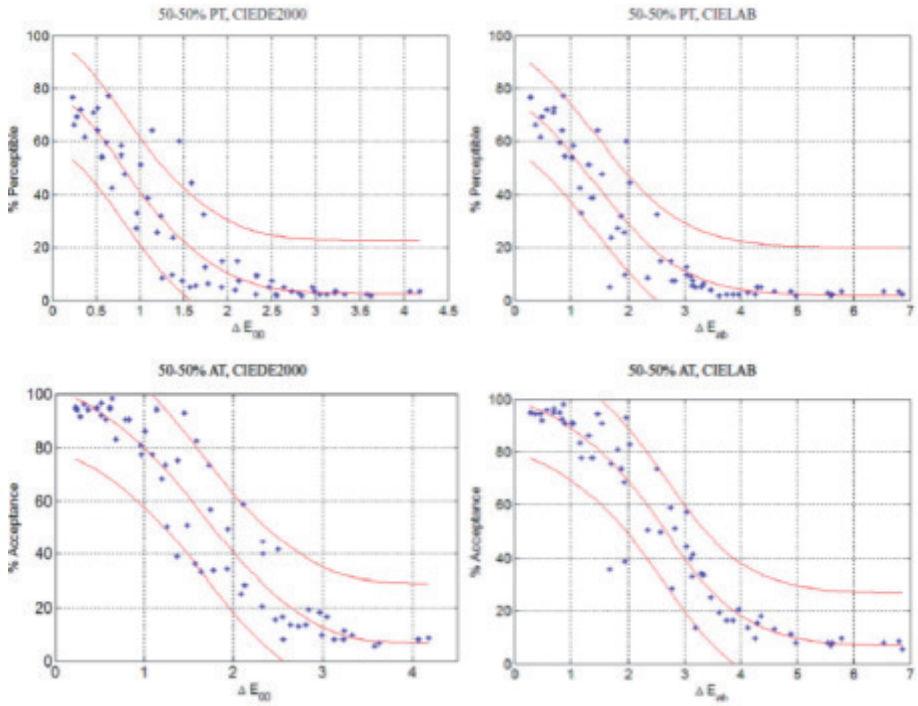

Figura 5. Procedimiento de ajuste y valores umbrales AT y TP (Paravina y cols, 2015)

Estos resultados se incluyeron como valores de referencia dentro de ISO/TR 28642:2016 (ISO, 2016) y se puede aplicar a todas las situaciones relacionadas con la calidad de la combinación de colores de los dientes en odontología, tales como: compatibilidad de colores entre materiales dentales, compatibilidad de colores entre materiales dentales y tejidos humanos, evaluación de errores de guías de colores dentales, estabilidad del color durante la fabricación/colocación, estabilidad del color después del envejecimiento y tinción o enmascaramiento potencial de materiales dentales opacos. Sin embargo, los valores de umbrales que utilizan CIEDE2000 (ΔE_{00}) fueron PT=0.8 y AT= 1.8. Estos valores pueden servir como una herramienta de control de calidad para guiar la selección de materiales dentales estéticos, evaluar el rendimiento clínico e interpretar los hallazgos visuales e instrumentales en odontología clínica, la investigación dental y la posterior estandarización.

Además, un estudio (Alghazali y col., 2012) en el que participaron 30 observadores y 58 discos de cerámica pigmentados obtuvo umbrales de aceptabilidad CIEDE2000 para el eje de luminosidad (ΔL'), croma (ΔC') y matiz (ΔH'). Los umbrales de 50:50% AT fueron 2.92, 2.52 y 1.90, respectivamente.

Existen muy pocos artículos sobre umbrales visuales para encía y/o materiales coloreados como encía. Un estudio informó sobre el umbral visual del 100% (Khashayar y col., 2014a), que es un nivel de umbral que no se considera clínicamente relevante. Otro estudio (Ghinea y col., 2010) informó sobre PT de 1.7 y 2.1, y AT de 4.1 y 4.6 para las fórmulas de diferencia de color CIEDE2000 y CIELAB, respectivamente, pero dichos valores son considerablemente más altos que los valores correspondiente a los umbrales de color dental. Recientemente, Pérez y col., (Pérez y col., 2011) determinaron de umbrales de perceptibilidad (PT) 50:50% y 50:50% AT para muestras de encías humanas simuladas por computadora usando las fórmulas CIEDE2000 y CIELAB. El PT y AT para CIEDE2000 fueron 1.1 y 2.8 respectivamente. Los valores correspondientes de CIELAB fueron 1.7 y 3.7. Los umbrales visuales de la encía humana no dependían de la luminosidad de los dientes adyacentes. La capacidad de simular de manera realista los tejidos humanos o la dentición humana, junto con la capacidad inherente de la computadora para automatizar la recolección de datos de manera eficiente y altamente repetible, ofrece una metodología que promete un rápido progreso en el establecimiento de estándares confiables para el estudio de las diferencias de color en escenarios más realistas generados por ordenador.

I.1.5. Propiedades ópticas de biomateriales

La absorción y la dispersión o *scattering* son los dos principales fenómenos físicos que afectan la propagación de la radiación (luz) en un tejido biológico. Aunque el efecto de ambos es importante, el del *scattering* es el más

dominante (Cheong y col., 1990) porque incluso para muestras muy finas (espesor sub-milimétrico), es muy probable que los fotones sufran varias dispersiones (debidas a los múltiples choques con los átomos) antes de atravesar todo el espesor de la muestra. La probabilidad relativa de aparición de estos procesos en un material determinado depende de la longitud de onda de la radiación incidente.

El *scattering* de la luz en tejidos biológicos se produce debido a las variaciones del índice de refracción a nivel microscópico. Se puede definir un coeficiente de *scattering* (μ_s), de forma que:

$$I = I_0 \, e^{-\mu s x}$$

donde I es la componente no dispersada de la luz después de atravesar una muestra no-absorbente de espesor x.

El coeficiente de absorción (μ_a) se define como:

$$dI = \mu_a I dx$$

donde dI es la variación diferencial de la intensidad (I) de un haz de luz colimado que hace un recorrido infinitesimal dx a través de un medio homogéneo que tiene el coeficiente de absorción μ_a .

Si integramos sobre un espesor x, obtenemos:

$$I = I_0 \, e^{-\mu a x}$$

La inversa de ($1/\mu_a$), se denomina penetración de absorción y es igual al camino libre medio que hace un fotón entre dos absorciones consecutivas.

La transmitancia (T) se define como la proporción entre la intensidad de la luz transmitida a través del material y la intensidad de la luz incidente sobre el

mismo:

$$T = \frac{I_o}{I}$$

La atenuación, o densidad óptica (OD), de un medio es:

$$OD = \frac{1}{T}$$

I.1.5.1 Teoría de Kubelka-Munk

La teoría de Kubelka-Munk describe la propagación de la luz difusa a través de una muestra isotrópica. El modelo de Kubelka y Munk (Kubelka y Munk, 1931; Kubelka, 1954) es un modelo de doble flujo que solamente considera el flujo en dos sentidos que se propaga en una muestra de grosor.

La reflectancia de Kubelka-Munk (R) y la transmitancia de Kubelka-Munk (T) tienen las siguientes expresiones:

$$R = \frac{sinh(Sbd)}{a*cosh(Sbd) + b*Sinh(Sbd)}$$

$$T = \frac{b}{a*cosh(Sbd) + b*sinh(Sbd)}$$

$$S = \frac{1}{bd} In \left[\frac{1-R(a-b)}{T} \right]$$

$$K = (a-1)S$$

$$a = \frac{1 + R^2 - T^2}{2R}$$

$$b = \sqrt{a^2 - 1}$$

donde S y K son los coeficientes de *scattering* y absorción de Kubelka- Munk.

La ventaja de la teoría de Kubelka-Munk es que los coeficientes de *scattering* y

absorción se pueden expresar en función de la reflectancia y la transmitancia. Los modelos que tienen en cuenta cuatro o más flujos, proporcionan resultados mucho más precisos y están en concordancia con los datos experimentales. La principal limitación de esta teoría es que solamente se puede aplicar a muestras con geometría simple. La simplicidad del modelo de Kubelka-Munk lo ha convertido en un método muy popular para evaluar las propiedades ópticas de los tejidos biológicos. En concreto, en la última década ha sido ampliamente empleada en el estudio y caracterización de las propiedades ópticas de materiales dentales (Mikhail y col., 2012; Pecho y col., 2015).

La teoría de Kubelka-Munk no proporciona una conexión explícita entre sus coeficientes y las propiedades ópticas de partículas individuales, como es el caso de las teorías basadas en la ecuación de transferencia radiativa. Un método para obtener esta conexión es precisamente buscar una relación entre los coeficientes de transporte (μ_s y μ_a) y los coeficientes de Kubelka-Munk. Esta relación ha sido estudiada por varios autores (Star y col., 1988) partiendo siempre de la ecuación de transferencia radiativa, que lo que supone una aplicación adecuada de la Teoría de Kubelka-Munk.

I.2. La translucidez

La translucidez puede definirse como la propiedad de aquellos cuerpos o materiales que permiten el paso de la luz, pero que también la dispersan, de forma que no dejan ver nítidamente a su través (Craig y Powers, 2001). Se puede considerar como un estado situado en algún punto entre la opacidad completa y la transparencia (Yu y col., 2009a; Yu y col., 2009b; Liu y col., 2010; Pérez y col., 2010; Caneppele y col., 2013). Así, los cuerpos opacos, bloquean el paso de la luz, bien porque la absorben o porque la reflejan. Por el contrario, la transparencia (máxima translucidez), implica la transmisión completa de la luz a través de un material.

En contraste con lo que sucede con el color dentario, la información disponible

en los textos de Odontología sobre la translucidez del diente natural es bastante limitada. Algunos de ellos aluden a la clasificación de Sékine y col. (Sékine y col., 1975) que describieron tres tipos de dientes según la extensión de la zona translúcida que presenten. Así, los dientes pueden clasificarse en tipo A, si presentan poca o ninguna translucidez, tipo B, si la translucidez se limita a la zona incisal o tipo C si además de incisal se extiende a los ángulos proximales. Aunque esta clasificación podría ser orientativa desde el punto de vista clínico, resulta insuficiente tanto en la comunicación con el laboratorio como para ser utilizada como referencia en el desarrollo de materiales restauradores estéticos, y de nula utilidad en el contexto investigador.

I.2.1 Métodos para medir o cuantificar la translucidez

La translucidez de un medio material puede caracterizarse de diversas formas. La medición directa se refiere a la medida de la transmitancia absoluta o porcentaje de radiación incidente sobre un material de espesor determinado que pasa a través de él. En este tipo de medición, la fuente de luz y el detector se sitúan en lados opuestos del objeto (Shiraishi y col., 2011), implicando la utilización de aparatos complejos como la esfera integradora (Lee y col., 2004a).

En Odontología y, debido a su mayor simplicidad, se recurre generalmente a la caracterización indirecta, mediante la utilización indistinta de el parámetro de translucidez (TP) (Lee y col., 2005a) y la razón de contraste (CR) ((Lee y col., 2004a). Estos índices hacen referencia, respectivamente, a la diferencia de color en el espacio CIELAB (TP) o la diferencia de luminancia (CR), de un material de espesor uniforme colocado sobre un fondo negro y sobre un fondo blanco. La utilización de ambos parámetros se basa en que el color de un material translúcido se ve influenciado por el color del fondo sobre el que dicho material se sitúa (Lee y Powers, 2001).

Para las determinaciones de TP y CR se mide la luz reflejada por la muestra; tanto la reflejada directamente por la superficie de la muestra, como la emitida

desde la superficie de la muestra después de ser dispersada su espesor y reflejada en el fondo, ya sea blanco o negro. Al determinar la luz reflejada, la fuente de luz y el detector están en el mismo lado respecto al objeto (Figura 6).

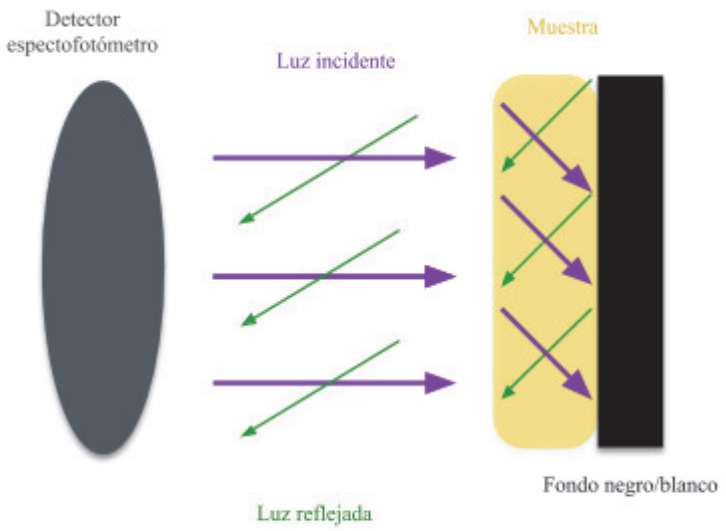

Figura 6. Medición de la Luz Reflejada.

El TP fue descrito inicialmente como una medida directa de la translucidez de materiales elastómeros maxilofaciales (Johnston y col., 1995) y se considera que se corresponde con la evaluación visual de la translucidez. El cálculo del TP se realiza usualmente mediante la fórmula de diferencia de color CIELAB:

$$TP = \Delta E_{Lab} = [(L_N - L_B)^2 + (a_N - a_B)^2 + (b_N - b_B)^2]_{1/2}$$

donde los "N" y "B" hacen referencia a las coordenadas de color sobre fondo negro y blancos respectivamente (Heffernan y col., 2002).

Recientemente, la recomendada fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (Pecho y col., 2012) también se ha utilizado también para calcular este parámetro (TP_{00}).

Cuanto mayor sea el TP, significa que la diferencia de color de dicho material

colocado sobre el fondo negro y blanco es también mayor, debido a que el material es más translúcido (Pecho y col., 2004; Lee y col., 2006; An y col., 2013). Por el contrario, si el material es absolutamente opaco el TP tendrá un valor de cero.

Por su parte, el CR fue descrito inicialmente para aplicaciones industriales, y su uso para materiales dentales se debe a Paffenbarger y Judd, en 1937 (Paffenbarger y Judd, 1937). Posteriormente, en 1979, se comenzó a aplicar para “materiales dentales estéticos de relleno” (Crisp y col., 1979).

El cálculo del CR se realiza mediante la ecuación:

$$CR = Y_n/Y_b$$

en la que Y_n y Y_b representan la reflectancia espectral de la muestra sobre un fondo negro y blanco respectivamente. Cuanto menor sea el valor de CR, significa que los valores de reflectancia luminosa de la muestra sobre ambos fondos son cercanos a la reflectancia de los fondos, y, por tanto, más translúcido es el material (Johnston y col., 1995). El CR, por tanto, es una medida directa de la opacidad y disminuye a medida que la translucidez incrementa (Nakamura y col., 2004). El CR de un material perfectamente transparente es 0, mientras que el valor de un material completamente opaco es 1 (Lee y Powers, 2004).

Aunque TP y CR son, por su simplicidad, los índices de translucidez utilizados generalmente en Odontología, la transmitancia (T) es considerada como parámetro de referencia. Supongamos un medio material de un espesor dado sobre el cual incide cierta radiación de una longitud de onda dada, que no va a cambiar. La proporción de flujo transmitido respecto al incidente, determinará la transmitancia (T) del medio. Repitiendo este proceso para cada longitud de onda, se conocerá la transmitancia espectral de ese medio (García, 2016). Como se verá posteriormente, conociendo la reflectancia (R), transmitancia (T) y

absorbancia (A) espectrales del medio, se podrá predecir su color a partir de las propiedades de sus constituyentes.

Existen una serie de variables que deben controlarse en cualquier experimento que trate de caracterizar o cuantificar la translucidez del diente o de los materiales dentales, ya sea mediante la transmitancia, o bien con el TP y/o CR. Así, es fundamental controlar las condiciones de iluminación y la geometría de observación (o posiciones de la fuente de iluminación y del detector respecto a la muestra) (Mikhail y col., 2013).

Actualmente se admite que el iluminante ideal para realizar mediciones colorimétricas en Odontología es el D65 CIE (ISO, 1999). Dicho iluminante ofrece una temperatura de color de 6.500K, (temperatura real de la luz percibida por el ojo humano como blanca). Esto justifica que haya sido el iluminante utilizado mayoritariamente en la bibliografía sobre translucidez (53,2% de los artículos revisados en este trabajo de investigación), seguido del D55 (6,38%). Otros autores utilizaron otros iluminantes como C2, C, A y F2. Se ha comprobado que el TP de muestras de porcelana y composite observadas bajo los iluminantes A y F2, fue mayor que cuando se usó el iluminante D65 (Lee, 2007b).

En cuanto a la geometría del observador, es posible utilizar una geometría difusa de 8º, o bien geometría bidireccional 45º/0, esta última tiene el inconveniente de no tener en cuenta el componente especular de la luz reflejada.

Otra de las variables que condicionan las mediciones colorimétricas, y que por tanto afectan al valor de TP y CR, es el espesor de las muestras. Por tanto, la metodología experimental debe especificar y estandarizar con precisión el espesor del medio material cuya translucidez se está cuantificando.

Finalmente, hay que considerar que la textura superficial de los objetos

condiciona la forma en que reflejan la luz. Dado que tanto el TP como CR se basan en medidas de reflectancia, pueden verse influidos por las características superficiales del material.

I.2.2 Translucidez de los tejidos dentales

Existe poca información sobre las características de translucidez de los dientes naturales. Hasegawa y col. (Hasegawa y col., 2000) determinaron in vivo la translucidez de los incisivos centrales vitales de 87 sujetos japoneses, midiendo en condiciones clínicas. Se calculó el TP en 5 localizaciones de la corona, desde incisal a cervical. Adicionalmente, compararon los valores de TP entre la tablilla de referencia de la guía de color Vita y el diente natural. Este estudio mostró que la translucidez del diente es máxima en el borde incisal, disminuyendo hacia cervical. No obstante, en este estudio, a partir del borde incisal no se detectaron diferencias significativas de translucidez entre las distintas zonas de la corona dentaria. Por otra parte, los autores concluyeron que la guía Vita resulta adecuada como referencia para comunicar al laboratorio la translucidez del diente únicamente a nivel del borde incisal. Por el contrario, las tablillas eran más translúcidas que el diente natural a nivel del tercio medio y más opacas a nivel cervical.

Las diferencias regionales de translucidez que presenta el diente natural son el resultado de las diferencias en translucidez y espesor de los dos tejidos que componen la corona dentaria. Los estudios que han determinado la translucidez del esmalte y la dentina aislados a partir de dientes naturales extraídos, confirman que el esmalte es más translúcido que la dentina, ya que a igualdad de espesor de tejido, el esmalte muestra valores más altos de TP. El TP medio en especímenes de esmalte y dentina de 1 mm de espesor fue de 18,7 y 16,4 respectivamente (Yu y col., 2009a). Por otra parte, Pecho y col. (Pecho y col., 2012) calcularon en 17,2 el TP de muestras de dentina de 0,5 mm de espesor. Esta variabilidad en los datos puede estar relacionada con diferencias individuales en cuanto a composición y mineralización de las

muestras evaluadas. No obstante, son valores de referencia a tener en cuenta para la selección de materiales de restauración que intenten reproducir las características del diente natural.

Es ampliamente conocido que la translucidez de un material depende de sus propiedades de absorción y dispersión (Miyagawa y col., 1981). Los coeficientes de dispersión y absorción son (ambos) casi de un orden de magnitud mayor para la dentina que para el esmalte (Miyagawa y col., 1981), lo que explica su mayor opacidad. En este sentido se acepta que los túbulos dentinarios son los causantes principales de la dispersión de la luz, así que la densidad y el diámetro tubular podrían afectar la propiedad de transmisión de luz de la dentina. Además, la orientación de los túbulos también influye en el comportamiento anisotrópico de la dentina respecto a la luz (Nakajima y col., 2012).

El grado de translucidez de un material o tejido es una propiedad inherente al mismo. La translucidez está relacionada con la difusión de la luz dentro de ese medio y depende a su vez del índice de refracción (IR) del medio; cuanto mayor sea este índice, mayor es el grado de dispersión lumínica. El IR del esmalte es de 1,54 y el de la dentina 1,63. En términos generales, se considera que el esmalte permite la transmisión del 70,1% de la luz incidente, mientras que sólo entre el 30-52,6% de la luz incidente es capaz de difundir a través de la dentina.

Por otra parte, la translucidez inherente del esmalte dental se ve influida por ciertas variables, como el grado de hidratación, de forma que la deshidratación puede disminuir temporalmente la translucidez de este tejido (Caneppele y col., 2013). Esto podría ser consecuencia de la sustitución del agua alrededor de los prismas de esmalte por aire, lo que modifica el proceso de dispersión de la luz. Dado que el IR del esmalte es 1,54, el del agua es 1,33 y el del aire es 1,00, con una interfase esmalte-aire, se produce una mayor diferencia entre los IR de ambos medios, y, en consecuencia, la dispersión lumínica es superior en relación a la que se produce cuando la interfase es esmalte-agua. Por tanto, el

esmalte deshidratado mostraría menor translucidez que el esmalte hidratado (Caneppele y col., 2013). Este factor ha de tenerse en cuenta en clínica durante el proceso de toma de color y translucidez del diente.

Pero sin duda, el factor que más influye en la translucidez de esmalte y dentina es el espesor de estos tejidos. El grado de translucidez se relaciona en proporción inversa con el espesor del tejido (a mayor espesor, menor translucidez) y, además, es longitud de onda dependiente. El CR de esmalte y la dentina disminuye a medida que aumenta la longitud de onda (Yu y col., 2009a), lo que significa que ambos tejidos son más translúcidos para las longitudes de onda largas.

La translucidez dentaria cambia con la edad. El envejecimiento induce un aumento importante de la translucidez del esmalte, mientras que su efecto sobre la translucidez de la dentina es menor (Dietschi y col., 2006).

Finalmente, señalar que no se ha podido demostrar ningún efecto significativo del blanqueamiento dental con peróxido de hidrógeno o carbamida, (aplicados externamente) sobre la translucidez de los tejidos dentales (Caneppele y col., 2013).

I.2.3. Translucidez de las resinas compuestas dentales

Como se comentó anteriormente, el esmalte y dentina naturales tienen diferente translucidez. Hasta mediados de la década de los 90, los fabricantes ofrecían en sus kits comerciales composites de tonos y saturaciones variados, pero de translucidez única, por lo que resultaba difícil conseguir restauraciones excelentes desde el punto de vista estético. La introducción de presentaciones comerciales que incluían composites de diferentes niveles de translucidez (esmalte, dentina, body, translúcido...) supuso un salto cualitativo en las perspectivas estéticas de las restauraciones de composite.

Para lograr masas de un material concreto de diferentes niveles de translucidez, los fabricantes pueden actuar, bien sobre la composición de la matriz de resina, o bien sobre el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno. De esta forma consiguen que los IR de la matriz y del relleno se acerquen o se alejen, resultando en composites más translúcidos o más opacos, respectivamente.

En relación a la composición, los composites con matriz de silorano son menos translúcidos que los de dimetacrilato. Al comparar muestras de 1 mm de espesor de seis composites tono A2 de diferentes marcas, Filtek Silorane (base de silorano) con un TP de 13, fue el menos translúcido (Pérez y col., 2010). Si se compara este valor con el TP de la dentina del mismo espesor (16,4-17,2) (Yu y col., 2009b; Pecho y col., 2012), el composite a base de silorano resultaría más opaco que este tejido.

Así mismo, se ha demostrado una correlación lineal negativa entre el porcentaje de BIS-GMA de la matriz y la translucidez del material (Pérez y col., 2009; Ota y col., 2012). Ota y col. (Ota y col., 2012) compararon el TP entre dos composites con matriz de BIS-GMA/TEDGMA en proporción 87/13% y 38/62%, encontrando que el TP cambiaba de 23,3 a 39,4 respectivamente. Por lo tanto, la adición de BIS- GMA tiene un efecto directo sobre la translucidez, incluso cuando el porcentaje de carga del material se mantenga constante. Esto podría justificarse porque la adición de BIS-GMA, hace que el IR de la matriz aumente y se aleje del IR del relleno, y, a medida que la diferencia entre el IR matriz/relleno aumenta, la translucidez disminuye (Lee, 2007a; Ota y col., 2012).

La cantidad y el tamaño del relleno inorgánico influyen también en la translucidez: a mayor porcentaje de carga, menor translucidez del material (Yu y Lee, 2008a; Lee, 2008), lo que explica las diferencias de translucidez entre composites de distinta viscosidad. Yu y Lee (Yu y Lee, 2008a) compararon la translucidez de composites fluidos y universales, tono A2, de cuatro marcas comerciales. En general, los composites fluidos fueron más translúcidos que los universales de la misma marca comercial. Por ejemplo, El TP de Tetric

Ceram y Gradia Direct fue de 12,2 y 9,5 respectivamente, mientras que el de los composites fluidos de los fabricantes correspondientes, Tetric Flow y Unifil Flow fue de 15,8 y 10 respectivamente.

En cuanto al tamaño del relleno inorgánico, cuanto menor sea el tamaño de partícula, más translúcido será el composite. Esto último explica que la translucidez de los composites nanopartículados sean mayor que la de los microhíbridos y similar a la de los microrrellenos (Salgado, 2013). Sin embargo, nanopartículas como las de dióxido de titanio (TiO_2) aumentan la opacidad del material. Un incremento en su concentración de 0% a 0,5% hace que el TP de especímenes de 1mm de espesor disminuya de 35,4 a 13,1 (Yu, 2009). Por tanto, a una concentración de TiO_2 de 0,5%, el composite será más opaco que los tejidos naturales.

En principio, las categorías de “opacos” y “dentinas” corresponden a los composites más opacos, los “cuerpos” o “universales” tendrían mayor translucidez que las dentinas, los “esmaltes” serían más translúcidos que cuerpos y dentinas y los "incisales" serían los composites más translúcidos. No obstante, esta categorización teórica, no es tan exacta en la práctica. Así, la evidencia científica muestra que las diferencias en la opacidad de los composites no son categoría-dependientes, sino material-dependientes.

Lo anterior explica que, al comparar composites de diferentes marcas comerciales, se produzcan solapamientos de las distintas categorías de composite. Por ejemplo, el composite “universal” Tetric Evo Ceram (A2) tiene un TP=16 (Pérez y col., 2010), que está próximo al del esmalte dental humano y al de los composites Filtek Supreme XT(A2) y Artemis(A2) dentina, con valores de TP de 15 y 16 respectivamente. A su vez, dichas resinas compuestas tienen valores muy alejados de los de otros composites “dentina” como Herculite (A2) y Opallis (A2) con valores de TP de 4,53 y 4,82 (Darabi y col., 2014). Finalmente, resinas compuestas como Gradia (OA2) y Vit-l-escence (OS) en grosores pequeños (0,5mm y 1mm) tienen valores muy bajos de TP

(Paravina y col., 2002; Spyropoulou y col., 2011), por lo tanto serían los materiales de elección en restauraciones poco profundas en que sea necesario enmascarar el fondo.

Yu y Lee (Yu y Lee, 2008) demostraron que algunas masas translúcidas como Polofil Supra y Brilliant Esthetic presentaban valores de TP cercanos al del esmalte del mismo espesor. Sin embargo, otros translúcidos como Gradia Direct y Vit-I-escence mostraban un TP mayor que el esmalte (Li y col., 2010).

Por otra parte, Nakajima y col.(Nakajima y col., 2012) encontraron que el TP de un grupo de composites "cuerpo" (Estelite Sigma, Beautifil II y Clearfil Majesty) en muestras de 1mm de espesor oscilaba entre 15,8-19,0. Esta categoría de composites en principio, está indicada para restauraciones estratificadas monocapa (un solo tipo de material), sin embargo, el uso de esos materiales en concreto, por su gran translucidez, podría dar lugar a restauraciones excesivamente translúcidas.

Por contra, conviene resaltar el elevado grado de opacidad de los composites denominados "bleaching". Paravina y col. evaluaron una gran variedad de ellos, encontrando valores de TP (para 2mm de espesor) que oscilaron entre 0,9-7,1 para los microhíbridos y entre 1,4-5-5 para los microrrellenos (Paravina y col., 2002; Paravina y col., 2004).

En resumen, lo expuesto anteriormente refleja la ausencia de estandarización, respecto a la translucidez, entre materiales pertenecientes a una misma categoría. Además, los fabricantes no suelen aportar información objetiva sobre el grado de opacidad-translucidez de sus productos. Debido a la variabilidad en los valores de TP de composites del mismo tono y categoría entre distintas marcas comerciales, según el material que se seleccione la apariencia óptica de las restauraciones resultantes puede ser muy diferente. Todo ello impide que el clínico pueda predecir el comportamiento del material que maneja, dificultando enormemente la consecución de resultados fiables en

clínica.

Por otra parte, para un composite determinado, hay variables ligadas a su uso en clínica que influyen en la translucidez final de dicho material. De todas ellas, la variable que más interviene en la translucidez es el espesor de material. Así, la translucidez de los composites disminuye exponencialmente a medida que aumenta su grosor (Arimoto y col., 2010). Para espesores superiores a 1mm, la translucidez disminuye significativamente, algunos autores han llegado a afirmar (Darabi y col., 2014) que la mayoría de los composites opacos son capaces de enmascarar un fondo negro en capas de 1,5 a 2mm de espesor. No obstante, otros autores sostienen que para bloquear el efecto oscuro de un fondo negro sería necesario que el TP de la capa de composite fuera inferior a 2 (Chaiyabutr y col., 2011).

También hay que tener en cuenta que la translucidez de los composites puede variar como consecuencia de la manipulación de estos materiales. Existe una tendencia general al aumento del TP después de la fotopolimerización (Paravina y col., 2005), no obstante, las masas translúcidas de Filtek Supreme presentan un comportamiento inverso (Lee y col., 2004a). Así mismo, aunque la translucidez disminuye generalmente con el envejecimiento del composite (Paravina y col., 2004; Lee y col., 2004b; Lee y col., 2005b) algunos composites translúcidos muestran un aumento del TP después del termociclado (Lee y col., 2004b). Por tanto, y una vez más, los cambios por polimerización y envejecimiento varían según la marca (Lee y col., 2005b; Choi y col., 2006; Lee y Lee, 2008) y tono (Yu y Lee, 2008b; An y col., 2013) del composite.

Finalmente, puntualizar que existe una tendencia generalizada al aumento del TP después del pulido especialmente en composites "esmaltes" y “translúcidos" (Lee y col., 2004b). Los cambios en la translucidez de los composites secundarios a su manipulación clínica (curado, acabado y pulido...) hacen recomendable el uso de guías de color personalizadas en lugar de las guías convencionales que suministra el fabricante.

I.2.4 Umbrales de discriminación de translucidez

La comparación del TP y/o el CR de dos materiales para un espesor dado, indica si dos materiales son, o no, igual de translúcidos. No obstante, resulta difícil saber el alcance clínico de una diferencia de TP o CR entre dos materiales dentales o entre un material y el diente, a menos que podamos correlacionar esas diferencias con la percepción visual de esta propiedad.

Para lograr dar significado clínico a estas diferencias de translucidez, debemos conocer la magnitud de la diferencia de translucidez que es visualmente detectable (umbral de perceptibilidad) y la magnitud que constituye una discrepancia no tolerable desde el punto de vista estético (umbral de aceptabilidad).

El umbral de perceptibilidad representa el límite de percepción inferior, y es ampliamente aplicable, principalmente, para desarrollar nuevos sistemas de notación de color y sus métricas de diferencia de color, estudiar los colores discernibles por el sistema visual humano (Yu y Lee, 2009b) y comprender los mecanismos de la visión de color (Arimoto y col., 2010). Sin embargo, en muchas situaciones prácticas, se usa la diferencia por encima del umbral (supra-umbral), pasando de los umbrales de perceptibilidad o "solo diferencias notables" a diferencias más altas, denominadas "diferencias aceptables" o "tolerancias". El interés industrial en estas diferencias es justificado, por un lado, por el alto costo requerido para mantener la producción industrial por debajo de los límites del umbral visual (umbral perceptible) y, por otro lado, por la necesidad de mantener las diferencias bajo un límite admisible. La ausencia total de control (monitoreo) implica una falta de similitud en el resultado de producción, con una implicación negativa en la calidad general del producto.

Como se expuso anteriormente, estudios previos han correlacionado la percepción visual e instrumental de diferencias de color, lo que ha permitido

establecer umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad en relación a la discriminación cromática. Sin embargo, se han realizado pocos estudios para lograr obtener un umbral de percepción de translucidez (Liu y col., 2010; Lee, 2016). Un estudio (Liu y col., 2010) utilizó el CR para evaluar las porcelanas dentales, obteniendo un umbral de percepción de translucidez medio global de 0,07 y el 50% de esta población percibió una diferencia de 0,06 CR (6%) en la translucidez. Otro estudio (Lee, 2016) aplicó ecuaciones de regresión entre TP y CR obteniendo umbrales de perceptibilidad visual para la diferencia de translucidez en TP de 2.

Sin embargo, no existe ningún estudio sobre los umbrales de translucidez para materiales dentales restaurativos que utilicen iluminación controlada, la geometría de visualización recomendada y un procedimiento de ajuste adecuado.

I.3 La polimerización de las resinas compuestas dentales. Implicaciones clínicas

La Odontología actual no puede entenderse literalmente sin la utilización de materiales restauradores a base de resina (RBC). Una vez conseguida una adhesión eficaz, duradera y predecible a los tejidos dentales, el alcance de las aplicaciones clínicas para estos materiales se ha ampliado considerablemente.

Los RBC pasan de una fase plástica a semisólida, y finalmente a sólida, a través del proceso denominado polimerización. La polimerización es parte esencial del procedimiento restaurador ya que influye en gran medida en las propiedades físicas y mecánicas del material (Rueggeberg et al. 1994; Ferracane et al. 1997; Fan et al. 2002; Vandewalle et al. 2004; Xu et al. 2006; Rueggeberg et al. 2009; Ferracane et al. 2013; Leprince et al. 2013; Shortall et al. 2013; Bortolotto et al. 2014; Shimizu et al. 2015), sin embargo, su importancia se minimiza a menudo.

I.3.1 Concepto de polimerización

Se entiende por polimerización, aquella o aquellas reacciones químicas en las que gran cantidad de moléculas simples de bajo peso molecular de una o más especies, denominadas monómeros, reaccionan y forman una molécula de cadena larga, de elevado peso molecular denominado polímero, que, o bien es una cadena lineal o una macromolécula tridimensional (Saleh, 2007). En la molécula de polímero, las unidades simples se conectan entre sí por medio de enlaces covalentes. En Odontología, casi toda la gama de productos de restauración a base de resina utiliza la misma familia de monómeros básicos (metacrilatos de vinilo) y el mismo mecanismo de polimerización: por adición de radicales libres (Leprince y col., 2013).

I.3.2 Fases de la reacción de polimerización

El grupo metacrilato de vinilo puede entenderse como un "resorte comprimido" en espera de liberar su energía interna, energía que posteriormente será utilizada para unirse (polimerizar) a otros grupos de metacrilato similares, presentes en el material restaurador a base de resina. La clave para iniciar la polimerización, es decir, el desbloqueo de esta energía interna, es la creación de especies químicas muy reactivas (iniciadores) que buscan agresivamente una alta densidad de electrones presentes en el doble enlace del carbono del grupo metacrilato (Rueggeberg y col., 2017).

En la reacción de polimerización se distingue una *fase de activación*, durante la cual el agente iniciador adquiere energía a través de una reacción química o un proceso físico (calor o luz). Durante la *fase de inducción*, el iniciador activado genera radicales libres, bien directamente o bien, previa transferencia de energía a un co-iniciador, generalmente una amina terciaria. Al combinarse los radicales libres con los monómeros, éstos se convierten a su vez en especies reactivas, capaces de unirse a otros monómeros. De esta forma, se conectan

entre sí a través de enlaces covalentes formando moléculas de cadenas más largas. Una vez que comienza el proceso, la reacción en cadena progresa a una velocidad considerable (*fase de propagación*), y teóricamente, prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero. Sin embargo, en la práctica, la polimerización nunca es completa, ya que hay otros procesos que compiten con la reacción de propagación y que conllevan a la *fase de terminación*.

Esta clasificación en "fases" es en realidad artificial, puesto que, en los sistemas de polimerización por adición, las fases son simultáneas, y el polímero resultante se compone de cadenas de diversas longitudes. Básicamente la polimerización origina tres tipos de estructuras tridimensionales: polímeros lineales (forman largas cadenas constituidas por monómeros simples), ramificados (la cadena principal tiene un segundo monómero que forma las ramificaciones) y cruzados.

Como se mencionó anteriormente, existen diversos activadores de la polimerización. Dependiendo del tipo de activador existen materiales termo, foto o quimiopolimerizables. No obstante, la gran mayoría de los materiales actuales a base de resina de uso directo en clínica, son fotopolimerizables, es decir, la reacción de fraguado del material comienza cuando se le suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas que este tipo de reacción de fraguado aporta al uso clínico del material (posibilidad de controlar el tiempo de manipulación por parte del operador, obtener una polimerización rápida, intensa y fiable y una mayor estabilidad de color de las restauraciones), también presenta algunos inconvenientes. En este sentido, puede ocurrir que el proceso de polimerización se inicie con la luz ambiental o que la lámpara de fotopolimerización no funcione correctamente, por lo que se produce una polimerización defectuosa del material (Saleh, 2007).

I.3.3 Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de conversión (GC).

Se ha indicado anteriormente que la reacción de polimerización nunca es

completa, por tanto, una vez finalizada, aún persiste cierta cantidad de monómeros sin reaccionar dentro de la matriz polimérica. De aquí surge el concepto de grado de conversión, o porcentaje de dobles enlaces carbono-carbono (C=C) que se convierten a enlaces sencillos (C-C) (Anusavice y col., 2013). El grado de conversión de las resinas de uso habitual en Odontología es relativamente bajo. Los polímeros de metacrilato tienen una considerable insaturación residual en el producto final, con un rango de grado de conversión que varía entre un 55-75% para unas condiciones de irradiación convencionales (Silikas y col., 2000). A pesar de estos bajos niveles de conversión, solo un 10% de los grupos metacrilato que permanecen sin reaccionar en la resina compuesta son extraíbles, ya que la mayoría de ellos quedan atrapados en las redes poliméricas del material (Ferracane y Condon, 1992). Se considera que el grado de conversión a partir del cual los composites presentan un comportamiento adecuado es el 55% (Rueggeberg y col., 2017).

Las cualidades físico-mecánicas y ópticas de los materiales con base en resina dependen muy directamente del grado de conversión (Caughman y col., 1991), por lo que resulta imprescindible analizar los factores que pueden condicionar la eficacia de la reacción de polimerización de dichas resinas.

I.3.4 Factores que condicionan el grado de conversión

I.3.4.1 Factores que dependen del material

Uno de los factores más determinantes es el espesor de la capa de resina compuesta. La capa más externa de la resina suele recibir suficientes fotones, adquiriendo un grado de conversión suficiente y unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el material se produce una atenuación debida a los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Se ha establecido experimentalmente que las resinas compuestas están adecuadamente polimerizadas, cuando el gradiente de dureza entre superficie-profundidad no excede el 10-20% (el valor del gradiente de dureza

debe ser ≥ 0,8 (Pilo y Cardash, 1992). Por lo tanto, para resinas compuestas convencionales y en preparaciones cavitarias cuya profundidad sea superior a los 2 mm, se recomienda utilizar la técnica estándar de obturación y polimerización por incrementos (Rueggeberg y col., 1994).

Actualmente, la disponibilidad de resinas compuestas bulk-fill permite la obturación con incrementos de hasta 4 mm manteniendo un GC adecuado, lo que supone un ahorro de tiempo clínico (García y col., 2015). La mayor profundidad de polimerización se ha conseguido a expensas de la utilización de sistemas fotoiniciadores altamente reactivos e incrementando la translucidez de estos materiales, lo que asegura una mayor transmisión lumínica a través del material (AlShaafi, 2017).

Por otra parte, siempre se ha considerado que los pigmentos que se incorporan a las resinas para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de la luz. Por tanto, y en general, se admite que los colores más oscuros presentan menor profundidad de curado que los más claros. Sin embargo, se ha demostrado que resinas compuestas etiquetadas con el mismo color de la guía Vita pueden alcanzar GC diferentes bajo las mismas condiciones de polimerización (Swift y col., 1994). Shortall y col. (Shortall y col., 1995) también encontraron GC más altos en los composites de opacidad “esmalte” frente a las masas de “dentina” del mismo color y fabricante. En consecuencia, parece que lo que realmente influye en la profundidad de polimerización es la translucidez, más que el color del material (Ferracane y col., 1986; AlShaafi, 2017).

En cuanto a la composición de los materiales, es sabido que el tipo de monómeros de la matriz de resina, el contenido y tamaño del relleno inorgánico, así como el índice de refracción de la matriz de polímero y del relleno influyen en la transmisión de la luz a través de los materiales de resina (Campbel y col., 1986; Emami y col., 2005), influyendo en el GC de estos materiales. A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad

de polimerización, ya que la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Las resinas de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener más cantidad de resina) presentan, una mayor dificultad de polimerización que los composites híbridos. Se ha comprobado que cuando las partículas de relleno tienen un diámetro igual a la mitad de la longitud de onda de luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor (Yoon y col., 2002; Yap y col., 2003). Así, cuando la longitud de onda se sitúa entre 450- 500nm (0,045), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0,025. Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda la dispersión será menor, lo que sucede en resinas compuestas microhíbridas. Por ello, para unos valores determinados de irradiancia, será necesario aumentar el tiempo de exposición en los composites de microrrelleno respecto a los microhíbridos (Leonard y col., 2001).

Además, la diferencia entre el índice de refracción de la resina y el del relleno determina la cantidad de luz perdida por refracción. Los fabricantes que consigan materiales con índices de refracción de la resina y el relleno similares, pueden ofertar mayor profundidad de polimerización.

La temperatura del material también influye en la eficacia de la polimerización. Cuando en el momento de utilizar el composite éste mantiene la temperatura de almacenaje (4-8º C) la polimerización es menos efectiva (Price y col., 2011; Palin y col., 2014). Por el contrario, una mayor temperatura conlleva una polimerización más rápida y completa (Albers, 1996). Al aumentar la temperatura, disminuye la viscosidad del material RBC, lo que a su vez resulta en una mayor movilidad de los monómeros dentro de la matriz de resina, mayor formación de radicales libres, y, finalmente, mayor grado de conversión (Palin y col., 2014). Por lo tanto, si se quiere mejorar las propiedades físicas de los RBC utilizados clínicamente, es recomendable el precalentamiento del material con dispositivo específicos.

Por último, la concentración en la que se encuentra el iniciador debe ser la

óptima para que la reacción pueda producirse adecuadamente (Jordan, 1994). La concentración a que se encuentra normalmente la canforquinona varía entre 0,15 y 1M/M y el agente reductor (amina terciaria) se encuentra en una concentración que varía entre 0,1 y 1,4 M/M (Venhoven y col., 1996).

I.3.4.2 Factores que dependen de la luz

Una polimerización adecuada requiere que existe compatibilidad entre el fotoiniciador del material a base de resina y la unidad de curado (LCU). Pero además, la intensidad de la luz de la LCU debe ser suficiente y el tiempo de exposición del material a la luz debe ser adecuado.

Respecto al primer requisito, en Odontología se utilizan dos tipos de fotoiniciadores. Los fotoiniciadores tipo I (Lucerina TPO e Ivocerina) tienen un mayor rendimiento cuántico y requieren menos fotones para generar un radical libre que los fotoiniciadores tipo II (canforoquinona (CQ) y fenilpropandiona (PPD). Esto es debido a que los fotoiniciadores tipo II transfieren la energía que absorben a un co-iniciador (una molécula de amina terciaria) mientras permanecen en estado excitado. Una vez realizada esta transferencia, la amina y no el fotoiniciador, pasa a formar radicales libres en la resina de metacrilato. Por el contrario, los fotoiniciadores tipo I se descomponen directamente en uno o más radicales libres cuando reciben suficiente energía de la longitud de onda adecuada. Por lo tanto, los sistemas que incorporan iniciadores tipo II son relativamente lentos, y menos eficientes que los fotoiniciadores tipo I (Chen y col., 2007).

El primer fotoiniciador utilizado en Odontología, y que está presente en más del 90% de los materiales a base de resina, es la canforoquinona (1,7,7-trimethylbicyclo[2.2.1]heptane-2,3-dione), su principal desventaja es que da un tono amarillo al material restaurador. Con la popularización de las técnicas de blanqueamiento dental, los fabricantes buscaron fotoiniciadores alternativos para reemplazar totalmente a la CQ, o para reducir su

concentración, y lograr composites que imitaran las características cromáticas del esmalte “blanqueado” (Rueggeberg y col., 2017). Así, se introdujeron la fenilpropandiona (1-phenyl-1,2-propanedione), la lucerina TPO (Óxido de 2,4,6-trimetilbenzoildifenilfosfina), y la Ivocerina (un derivado del dibenzoyl germanium) patentado por Ivoclar Vivadent, que consiguen resultados similares a la canforoquinona con la ventaja de que no interfieren en el color de las resinas compuestas. Estos fotoiniciadores alternativos suelen combinarse con CQ para mejorar la eficiencia de la activación.

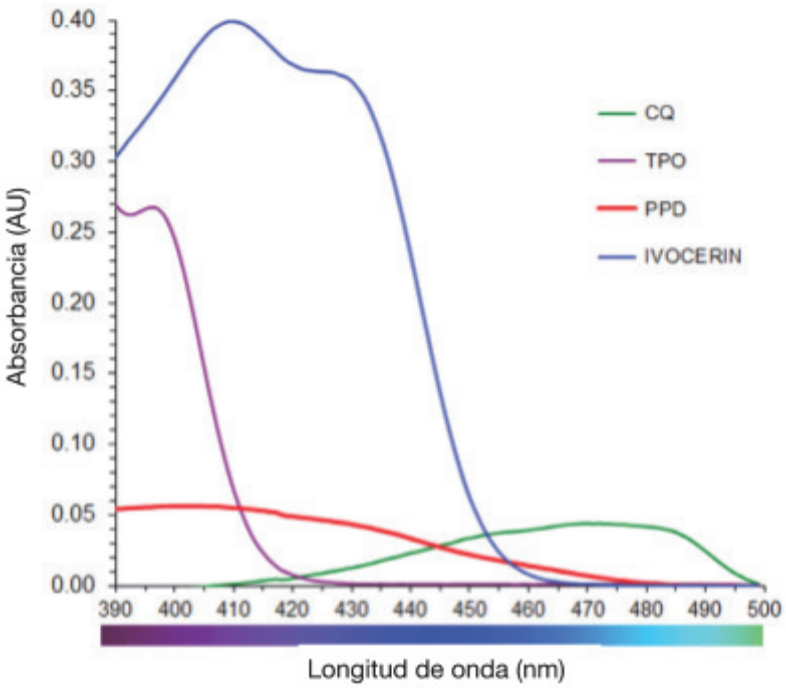

Figura 7. Diferencias en los perfiles de absorción espectral y valores absolutos de absorción entre los fotoiniciadores dentales, para concentraciones molares similares.

(Rueggeberg y col., 2017)

La Figura 7 muestra los perfiles de absorción espectral de la CQ, PPD, Lucerina TPO e Ivocerina en concentraciones molares equivalentes, indicando la capacidad relativa de cada fotoiniciador para absorber energía radiante de 390 a 500 nm. La canforquinona (CQ) absorbe luz entre 425– 495 nm, con un pico en los 468nm, la fenilpropandiona (PPD) entre 390-460 nm con un pico en los

410 nm, la lucerina (LU) entre 390 y 410 nm con un pico en los 400nm, y la Ivocerina absorbe entre 390-445 nm (Rueggeberg y col., 2017). Por tanto, la CQ es el fotoiniciador más sensible a la luz en la región azul cercana a 468 a 470 nm, mientras que, en la región de 390 a 410 nm, es decir en la de los violetas, los fotoiniciadores de tipo I, como Lucerina TPO e Ivocerina son más reactivos. Además, como se ha indicado anteriormente, estos fotoiniciadores tienen mayor eficiencia cuántica en comparación con la CQ o PPD (Neumann y col., 2005; Moszner y col., 2008; Burtscher y col., 2013).

En definitiva, las diferentes absorbancias espectrales de los fotoiniciadores determinan sus rangos de actividad. Por ejemplo, Ivocerina es más reactivo en 408 nm, pero sigue siendo muy sensible a las longitudes de onda de la luz entre 420 y 430 nm (Burtscher y col., 2013). Mientras que la Lucerina tiene un espectro de absorbancia muy limitado. Pues bien, para conseguir una polimerización eficiente las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material y las curvas de emisión de las lámparas deben solaparse al menos parcialmente, de otro modo, la luz será ineficaz para activar al fotoiniciador.

A lo largo de los años la tecnología de las LCU ha ido evolucionando, a veces, incluso, de forma vertiginosa. Dado que ni todos los dispositivos son equivalentes, ni todos son adecuados para polimerizar todos los materiales a base de resina, conviene revisar brevemente dicha evolución.

El desarrollo de unidades de curado dental con luz (LCU) comenzó a principios de la década de 1970, cuando se introdujeron lámparas de luz ultravioleta (UV) con una longitud de onda de 365nm (Murray y col., 1981). Estas unidades tenían muchas limitaciones: la capacidad de transmisión de la luz era insuficiente para alcanzar una profundidad clínicamente aceptable, la fotoactivación era muy lenta y la exposición a la luz UV conllevaba riesgo de dermatosis o de lesión ocular por lo prolongado de la exposición.

Para sustituirlas aparecieron las lámparas halógenas conocidas como QTHL convencionales, que han sido las unidades de polimerización de elección hasta principios del año 2000. Las QTHL son lámparas de tipo incandescente, tienen una bombilla de cuarzo llena de gas halógeno, yodo o bromo, y contienen un filamento de tungsteno. Cuando la corriente eléctrica pasa por el filamento de tungsteno que está rodeado de gas halógeno, entra en incandescencia y emite luz. La luz emitida es luz blanca intensa con un amplio espectro de longitud de onda (Althoff y Hartung, 2000; Santini y col., 2008). Esta luz blanca es filtrada mediante la interposición de un filtro óptico para obtener luz azul del rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de los fotoiniciadores de uso odontológico. Su espectro de emisión es de 360-500nm, con un pico energético en los 460nm. Este pico coincide con el pico de máxima absorción del fotoiniciador más utilizado en Odontología, que es la canforoquinona (Price y col., 2003). La ventaja fundamental de este tipo de lámparas era su bajo coste. Sin embargo, eran dispositivos relativamente grandes y con bajo rendimiento energético (Kramer y col., 2008). Además, el flujo lumínico ineficaz producido por la bombilla, se traducía en un aumento de la temperatura durante su funcionamiento (Santini y col., 2008) que limitaba la vida útil de la bombilla (Kramer y col., 2008). Posteriormente aparecieron las LCU de arco de plasma y las basadas en tecnología láser, que sólo mencionaremos dado su escaso impacto en Odontología.

Actualmente, las QTHL han sido desplazadas por las LCU basadas en diodos emisores de luz (LED). Esta tecnología fue desarrollada e introducida por Mills y col. en 1995 (Mills y col., 1999). Los V-LED (*visible-light emitting diodes*), son semiconductores, es decir cuerpos que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo radiación electromagnética en forma de luz visible. Una LCU-LED tiene una vida útil de aproximadamente 10.000 h. La luz que emitida por la primera generación de LCU-LEDs tenía un espectro (entre 400–500 nm) más estrecho que el de las QTHL, y prácticamente centrado en el pico de máxima absorción de la CQ. Por su estrecho rango de emisión, las LED-LCU eran más efectivas y generaban menos calor que las

QTHL, haciendo innecesarios los filtros y minimizando la necesidad de ventiladores (AlShaafi , 2017).

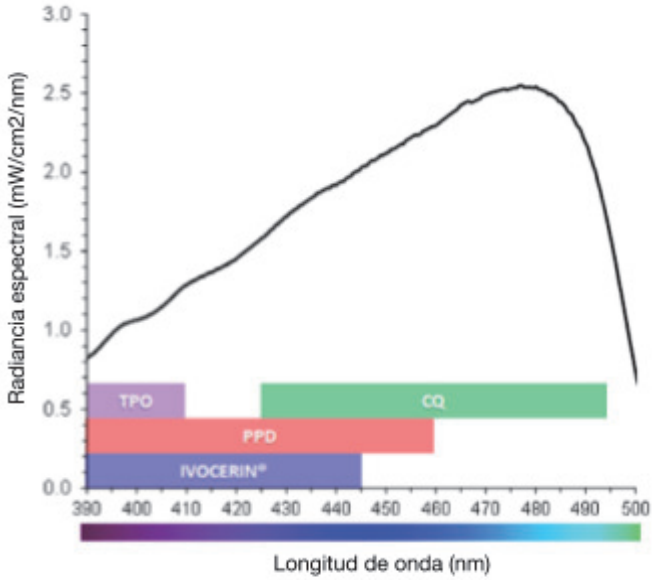

Figura 8. Perfil de emisión espectral de una QTHL típica y rangos de absorción de los fotoiniciadores de uso dental.

(Rueggeberg y col., 2017)

De las figuras 8 y 9 se deduce que las QTHL eran eficaces para activar cualquiera de los fotoiniciadores presentes en los materiales dentales a base de resina. Sin embargo, las LED-LCUs de primera generación eran compatibles con materiales que tuviesen CQ o PPD como iniciadores, pero no lucerina y tampoco lo hubieran sido con la Ivocerina®, que no existía por entonces.

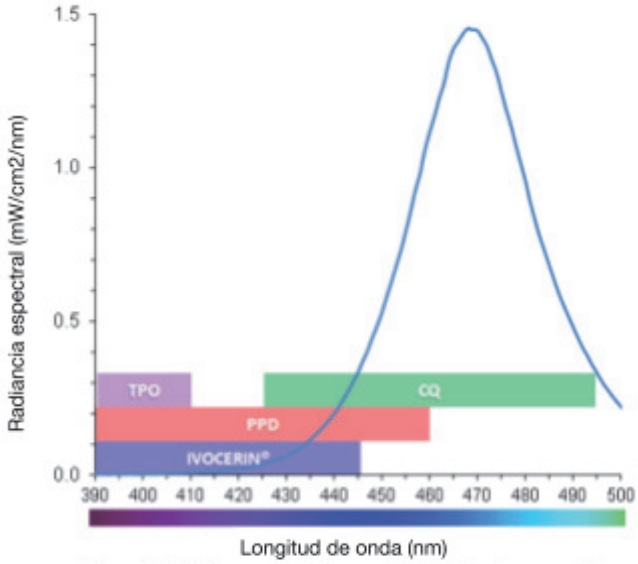

Figura 9. Emisión espectral de una LCU-LED de 1ª generación.

(Rueggeberg y col., 2017)

Con objeto de lograr la activación de los fotoiniciadores alternativos a la CQ (Moszner y col., 2008; Cramer y col., 2011; Jandt y Mills, 2013), las LCU-LED fueron modificándose. Actualmente, combinan diferentes tipos de diodos emisores que emiten luces con dos o más rangos de longitud de onda diferentes (estas LCUs se denominan LEDs de onda poligráfica). Generalmente emiten luz de longitud de onda más corta (rango violeta) y luz de una longitud de onda azul más larga (azul).

La Figura 10 muestra el espectro de emisión típico de una LCU-LED de tercera generación. Al incluir la emisión violeta, cercana a 407 nm, estas LCUs pueden activar a cualquiera de los fotoiniciadores presentes en los productos dentales. Esta mayor versatilidad tiene un precio, porque la emisión en el rango azul se reduce, lo que significa menos potencial para la activación de CQ. No obstante, como la mayoría de los materiales a base de resina combinan CQ con fotoiniciadores alternativos de mayor rendimiento, es posible conseguir un grado de conversión suficiente. Aun así, estas LCUs pueden presentar otro inconveniente, y es que la distinta disposición de cada tipo de emisores a través de la superficie de la punta de la LCU podría afectar a la homogeneidad del haz lumínico (Price y col., 2010; Price y col., 2014a), existiendo "puntos calientes"

de alta irradiación y “puntos fríos" de menor irradiación, lo que podría dar lugar a zonas mal polimerizadas dentro de la restauración (Shimokawa, 2016; AlShafii, 2016).

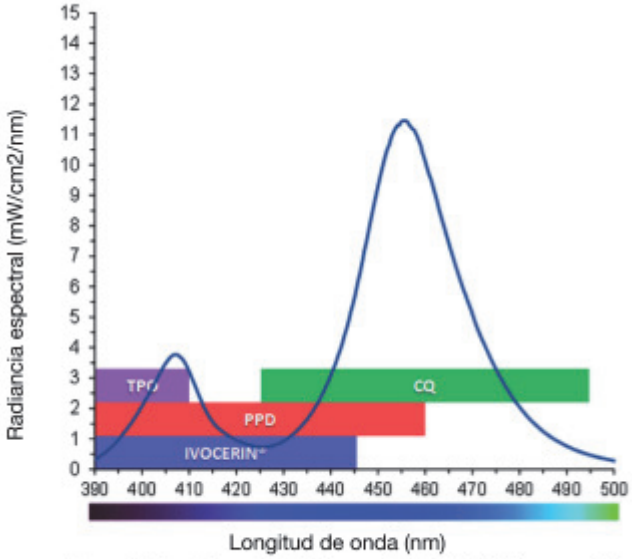

Figura 10. Emisión espectral de una LCU-LED de 3ª generación.

(Rueggeberg y col., 2017)

En resumen, dependiendo de los fotoiniciadores que contenga el material a base de resina, incluso pequeños cambios en el espectro de emisión de la lámpara, indetectables para el ojo humano, pueden ser muy relevantes para la eficacia de la reacción de polimerización. Desafortunadamente, la información sobre los fotoiniciadores específicos que se utilizan en los composites no está disponible para los clínicos, al estar sujeta a intereses comerciales. Otras veces los dentistas desconocen, incluso, que algunas LCUs son ineficaces para activar ciertos materiales.

Por otra parte, para conseguir una polimerización adecuada, el flujo lumínico (irradiancia) que recibe el material debe ser suficiente y el tiempo de exposición a la luz debe ser adecuado. Durante años se aceptó la denominada “reciprocidad” entre la irradiancia y el tiempo de exposición, entendiendo por irradiancia (W/m^2) el cociente del flujo radiante recibido por unidad de área del material. Se postulaba que, manteniendo el producto de estos dos factores

dentro de un rango específico, se podían utilizar distintas combinaciones de irradiancia y tiempo de exposición sin que el GC (y por tanto las propiedades) del material se viese afectado significativamente (Nomoto y col., 1994; Miyazaki y col., 1996). En definitiva, se trata de suministrar al material la energía (exposición radiante) necesaria para que la reacción química de polimerización se desarrolle adecuadamente.

Actualmente, se cuestiona que exista una reciprocidad directa entre irradiancia y tiempo, como se comentará posteriormente. Además, no hay consenso sobre la exposición radiante requerida para lograr un GC adecuado, lo que no resulta sorprendente dadas las diferencias existentes entre tipos de materiales a base de resina (cementos, resinas compuestas o adhesivos) y a la disparidad de composición, carga, translucidez, color etc…existente dentro de una misma categoría de materiales. Realmente, los fabricantes deberían indicar la exposición radiante mínima necesaria para la correcta polimerización de sus productos, pero esta información rara vez aparece. En cuanto a los datos experimentales, se han publicado rangos de exposición radiante muy amplios (desde 12.000 a 36.000 mJ/cm^2). No obstante, el rango recomendado comúnmente para composites oscila entre 18.000 y 24.000 mJ/cm^2 para capas de 2 mm (Vandervalle y col., 2011; Selig y col., 2015).

Existen otros factores relacionados con la luz que también influyen en la eficacia de la polimerización. Así, el diámetro del terminal de la LCU tiene un impacto significativo en la cantidad de energía que recibe la restauración (Nitta, 2005). Si la superficie a polimerizar es mayor que dicho diámetro se debe polimerizar independientemente cada área durante el tiempo de exposición considerado (Price y col., 2015; Shimokawa, 2016; AlShafii, 2016). Además, la irradiancia de las lámparas puede disminuir si el extremo de la guía de luz está sucio, las fibras ópticas de la guía dañadas o por fluctuaciones en la tensión eléctrica. Por ello, se debe comprobar periódicamente el rendimiento de la LCU en clínica mediante dispositivos adecuados (Price y col., 2012).

Finalmente, la técnica de polimerización es determinante en el grado de conversión. El ángulo de inclinación de la unidad de fotopolimerización y la distancia de la guía de luz a la superficie del incremento compuesto tienen una influencia directa en el resultado de la polimerización (Pires y col. 1993; Price y col., 2000; Bennett y col., 2004; Konerdig y col., 2016). La manera más efectiva de polimerizar en clínica es aplicar la punta de la lámpara a no más de 1mm y perpendicular a la superficie expuesta (Konerding y col., 2016). En ocasiones, la polimerización de los materiales a base de resina ha de realizarse a través de una capa de esmalte, dentina, composite o cerámica, lo que reduce significativamente la exposición radiante del material. En dichas situaciones es recomendable aumentar los tiempos de exposición (AlShaafi y col., 2004).

I.3.5 Influencia de la irradiancia en las propiedades de los materiales a base de resina.

Existe evidencia científica suficiente de que la polimerización deficiente compromete las propiedades físico-mecánicas de los materiales compuestos con base de resina (RBC), pudiendo ocasionar fallos prematuros de la restauración por filtración marginal, fracturas en bloque o excesivo desgaste debido a la menor dureza del material (Rueggeberg y col., 1994; Fan y col., 2002; Hammouda, 2010; Ferreira y col., 2011). Las restauraciones de clase II son especialmente propensas a estos problemas en la zona gingival de la caja proximal, que es el área menos accesible al flujo lumínico de la LCU (Price y col., 2000; Felix y Price, 2003; Akova y col., 2006; Corciolani y col., 2008). Curiosamente, ésta es la zona donde se producen la mayor parte de los fracasos de las restauraciones (Mjör, 2005). Además, la polimerización insuficiente puede reducir la biocompatibilidad del material, ya que hay mayor cantidad de monómero libre en la restauración que puede liberarse al medio (Chen y col., 2001; Knezevic y col., 2008; Sigusch y col., 2012; Durner y col., 2012; De Carvalho y col., 2013). Por último, un deficiente curado puede

provocar un deterioro prematuro del color de la restauración, debido a la presencia de acelerador que no ha reaccionado y a una mayor absorción de agua. No obstante, aumentar arbitrariamente el tiempo de exposición a la luz, no es una solución adecuada para prevenir problemas de sub-polimerización, ya que puede causar un trauma térmico inaceptable en la pulpa y tejidos blandos circundantes (Baroudi y col., 2009; Leprince y col., 2010; Oberholzer y col., 2012; Gomes y col., 2013; Aksakalli y col., 2014). La denominada "Ley de reciprocidad de la exposición" (Feng y Suh, 2007; Leprince y col., 2011; Hadis y col., 2011;) comentada con anterioridad, ha sido la guía utilizada por los clínicos para asegurarse de que estaban polimerizando adecuadamente los materiales a base de resina.

Basándose también en la existencia de reciprocidad entre la irradiancia (I) y el tiempo de exposición (T), los fabricantes han desarrollado LCUs de alto rendimiento que ofrecen niveles de irradiancia de hasta $6W/cm^2$, lo que permite tiempos de exposición extremadamente cortos (1–3s). Estas LCUs son muy atractivas para los dentistas, que desean acortar los tiempos de curado. Sin embargo, actualmente, la evidencia disponible sobre la reciprocidad de la exposición para cualquier nivel de irradiancia es contradictoria, probablemente debido a que los diferentes grupos de investigación han utilizado diferentes resinas, gamas de irradiancia y tiempos de exposición en sus experimentos (Peutzfeldt y Asmussen, 2005; Leprince y col., 2011; Wydra y col., 2014).

Por otra parte, es posible que muchas resinas muestren reciprocidad de la exposición entre alta y baja irradiancia simplemente porque en ambos casos alcanzaron un alto GC (Feng y Suh, 2007), pero eso no significa, necesariamente, que las propiedades físicas del material polimerizado sean comparables entre ambas condiciones de polimerización. De hecho, se ha demostrado *in vitro* que la polimerización a alta irradiancia puede aumentar el estrés de contracción del composite (Unterbrink y Muessner, 1995) y disminuir su resistencia a la flexión, respecto a su polimerización a baja irradiancia (Peutzfeldt y Asmussen, 2005).

La ausencia de linearidad entre el GC y las propiedades de los composites polimerizados a alta vs. baja irradiancia, podría justificarse por la distinta cinética de polimerización del material bajo ambas condiciones de curado. Así, se ha argumentado que cuando la fotopolimerización es muy rápida, el polímero resultante presenta menor grado de entrecruzamiento y está compuesto de cadenas más cortas, debido a que el material alcanza el estado sólido muy rápidamente y no hay tiempo suficiente para que se formen cadenas largas de polímero (Burdick y col., 2003).

Además, es sabido que, durante la conversión de monómero a polímero, la formación de enlaces monómero-monómero provoca un acercamiento espacial de las moléculas, que se traduce en una reducción del volumen neto de material conocida como contracción de polimerización. Cuando comienza la polimerización, el material pasa por una fase denominada pre-gel, en la que sigue siendo un líquido viscoso. Mientras el sistema es semi-sólido puede deformarse físicamente y no se desarrollará tensión. Sin embargo, una vez que la resina se convierte en un sólido, ya no puede deformarse más, y la contracción de polimerización creará tensión en el propio material, que se traducirá, a su vez, en estrés en la interfase adhesiva con los tejidos dentales. Si esta reacción ocurre con la alta irradiancia a una velocidad que es 2 o más órdenes de magnitud más rápida que cuando se polimeriza a menor irradiancia, la tensión que se genera será mayor (Taubock y col., 2014).

No obstante, lo expuesto anteriormente no deja de ser una modelización teórica que no ha podido ser contrastada experimentalmente. Además, no existen ensayos clínicos aleatorizados que hayan corroborado una menor tasa de supervivencia de las restauraciones de composite polimerizadas a alta irradiancia (Price, 2017). Por último, conviene resaltar que, hasta el momento, no se ha investigado el efecto de la irradiancia sobre el color y propiedades ópticas de los composites dentales.

Dado que en la actualidad las resinas compuestas se han convertido en el material de elección para restauraciones directas (Rueggeberg, 2011), y teniendo en cuenta la importancia de las propiedades ópticas en el éxito final de la restauración, resulta de interés investigar la influencia de la irradiancia sobre el color y otras propiedades ópticas de los composites de uso dental.

I.3.6 Métodos para evaluar la cinética de polimerización.

Como se ha descrito anteriormente, se han encontrado cambios en el color y la translucidez de las resinas compuestas vinculados a su fotopolimerización. Sin embargo, se desconoce cómo las variables asociadas con esta reacción (intensidad de la lámpara o protocolo de polimerización) influyen en la magnitud y la dirección de los cambios en estas propiedades ópticas. Esto se debe en parte a la relativa dificultad para caracterizar la cinética de la polimerización de dichos materiales. El estudio de estos aspectos es importante para evitar errores estéticos durante los procedimientos de restauración con resinas compuestas.

Para poder realizar un correcto análisis de dicho proceso es importante contar con un medio para monitorizar la cinética de la polimerización, particularmente al inicio de la reacción cuando la tasa de conversión es más alta y cambia rápidamente con el tiempo. Sin embargo, actualmente no existe una técnica bien establecida, que pueda usarse bajo configuraciones experimentales clínicamente relevantes, que sea capaz de medir la polimerización con la resolución temporal necesaria para evaluar la cinética de reacción temprana.

El grado de conversión (DC) se utiliza comúnmente para describir la velocidad y el grado de curación. Otros métodos utilizados son la medición de corriente continua por espectroscopia, específicamente en las bandas medias (Ferracane y Greener, 1984; Venhoven y col., 1996; Silikas y col., 2000) o cerca de su IR (Stansbury y Dickens, 2001; Schroeder y Vallo, 2007). Sin embargo, cada uno

de estos métodos presenta sus inconvenientes y no nos permiten monitorizar el proceso de polimerización completo ni los cambios rápidos que ocurren en él.

La dispersión dinámica de la luz (DLS) es una técnica óptica que permite el estudio de procesos dinámicos de líquidos y sólidos (Berne y Pecora, 1976). Cuando un medio que dispersa la luz está en movimiento, la luz que está dispersa fluctúa con el tiempo. Con esta técnica DLS se mide la intensidad de la luz dispersada y se cuantifican sus fluctuaciones temporales, de manera que indirectamente informa sobre la cinética del material (Wells-Gray y col., 2010). El análisis de patrones de moteado láser (speckle) es un método basado en las técnicas de DLS que permite monitorizar la reacción de fotopolimerización (Wells-Gray y col., 2010). El fenómeno del moteado láser se observa cuando un haz intenso de luz coherente se refleja en la superficie de un objeto, formando motas debido a la interferencia aleatoria de ondas coherentes que se dispersan por la superficie (Sato y col., 2004). Esta técnica permite comparar el objeto o material en dos puntos de estado diferentes para obtener la información de su cinética. En el caso de materiales compuestos fotopolimerizables, los patrones de moteado revelan cualquier movimiento de la resina que haya ocurrido durante la reacción de polimerización (Sato y col., 2004; Yamamoto y col., 2007). Wells-Gray y col. (Wells-Gray y col., 2010) utilizaron el análisis speckle para observar el comportamiento de resinas compuestas durante la fotopolimerización. Su estudio mostró que la cinética del composite aumentó inmediatamente después del inicio de la exposición a la luz, seguido de un breve período con una tasa alta relativamente constante, finalmente, la cinética disminuyó exponencialmente.

En definitiva, el desarrollo de esta técnica puede proporcionar un método directo para monitorizar la cinética de polimerización de las resinas compuestas, resultando de gran utilidad tanto en el desarrollo y evaluación de nuevos materiales compuestos como en la evaluación del efecto de diversos protocolos de curado.

CAPÍTULO II.

OBJETIVOS

Las resinas compuestas son actualmente el material de elección para restauraciones directas en Odontología. Las propiedades físico-mecánicas de estos materiales desempeñan un papel fundamental en el éxito clínico a largo plazo de una restauración. Pero el éxito estético depende principalmente de sus propiedades ópticas, que incluyen entre otras, el color y la translucidez, y que deben reproducir con la mayor exactitud posible las del diente natural que pretenden imitar.

La evidencia científica ha demostrado que la irradiancia de la unidad de curado utilizada durante la polimerización del composite puede afectar a sus propiedades físico-mecánicas. También se ha demostrado que el tipo de luz de curado (QTHL o LED) influye significativamente en el color y la translucidez de los composites (Pérez y col., 2009). La tecnología LED ha reemplazado virtualmente a las lámparas halógenas para el curado de materiales dentales. Sin embargo, la irradiancia de las unidades LED varía considerablemente entre marcas comerciales, una misma unidad LED puede funcionar con programas de polimerización de diversa irradiancia, y, además, la irradiancia puede experimentar fluctuaciones durante el tiempo de exposición (Pérez y col., 2008). Actualmente no hay suficiente información relativa al efecto que puedan tener las variaciones de la irradiancia sobre el color, translucidez y otras propiedades ópticas de los composites dentales.

Las variaciones potenciales en las propiedades ópticas de los composites vinculados a la irradiancia de las unidades de curado, podrían conducir a resultados estéticos no deseados, a pesar de una buena selección inicial del color con una guía de color personalizada, o incluso con un instrumento de medida del color.

En consecuencia queda justificado plantear un trabajo de investigación partiendo de la **HIPÓTESIS DE TRABAJO** siguiente:

1. El color, parámetro de translucidez y propiedades ópticas de los composites dentales difiere cuando son polimerizados con “High Power” *vs*. “Low Power”.

2. Las diferencias de color y parámetro de translucidez de un mismo composite fotopolimerizado a “High Power” *vs*. “Low Power” son mayores que los umbrales de percepción cromática y de translucidez.

3. La cinética de polimerización de composites dentales es diferente según sean polimerizados a “High Power” *vs*. “Low Power”.

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la influencia de la irradiancia de la unidad de fotopolimerización (LCU-LED) sobre el color, parámetro de translucidez y propiedades ópticas de resinas compuestas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad de diferencias de translucidez para materiales dentales.

2. Estudiar el efecto de dos protocolos de fotopolimerización ("High Power" *vs*. "Low Power") sobre el color, parámetro de translucidez y propiedades ópticas de composites dentales.

3. Diseñar y desarrollar un dispositivo experimental basado en la técnica de dispersión dinámica de la luz (DLS) para evaluar la cinética de polimerización de los composites.

4. Analizar la influencia del protocolo de polimerización ("High Power" *vs*. "Low Power") sobre la cinética de polimerización de resinas compuestas dentales mediante la técnica DLS.

CAPÍTULO III.

MATERIAL Y MÉTODOS

CAPÍTULO III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1 Material dental

La Tabla 1 muestra las características principales de las resinas compuestas empleadas para el desarrollo del estudio.

Tabla 1. Características comerciales proporcionadas por los fabricantes de las resinas compuestas utilizadas en el estudio.

Marca	Resina compuesta	Tipo	Matriz orgánica	Matriz inorgánica	Lote
COSMEDENT RESTORATIVE DENTISTRY (IL, USA)	RENAMEL NANO	Body	Mezcla de resinas acrílicas.TEGDMA	partículas submicrónicas combinadas con tecnología de relleno más convencional y partículas de Zr. Tamaño, 0.02-3 micras (64% vol. y 80% peso)	132506A
COSMEDENT RESTORATIVE DENTISTRY (IL, USA)	RENAMEL MICROFILL	Body	Mezcla de resinas acrílicas. 7,7,9-Trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diaza-hexadecan-1,16-diol dimetacrilato; 1,4 Butanediol dimetacrilato	partículas de un tamaño de 0.04 - 0.2 micrones de composite inorgánico y pre-polimerizado (70% peso, 60% vol.)	123120U
COSMEDENT RESTORATIVE DENTISTRY (IL, USA)	RENAMEL MICROHYBRID	Body	Resinas acrílicas multifuncionales. 7,7,9-Trimetil-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diaza-hexadecan-1,16-diol dimetacrilato, Bis-GMA, Butanediol dimetacrilato	Cargas de partículas de relleno inorgánico de tamaño de .04-3 micras, con una partícula media de .7 micras. (75% peso, 56% vol.),	132509C
3M ESPE (MN,USA)	FILTEK SILORANE	Posterior	3,4Epoxycyclohexaycyclopoly-metisolaxano, Siloxano, Silorano	0.1-2 µm de cuarzo silanizado e fluoruro de itrio (76%)	N544104
3M ESPE (MN,USA)	FILTEK Z500	Universal	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10	N531743

				µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	
3M ESPE (MN,USA)	FILTEK SUPREME XTE	Esmalte	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N462846
3M ESPE (MN,USA)	FILTEK SUPREME XTE	Body	Bis-GMA, UGMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N495017
3M ESPE (MN,USA)	FILTEK SUPREME XTE	Dentina	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N526754
COLTENE	MIRIS 2	Dentina	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Tamaño promedio de partículas: 0,6 micrómetros (65% vol., 80% peso)	F49930
COLTENE	MIRIS 2	Dentina	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Tamaño promedio de partículas: 0,6 micrómetros (65% vol., 80% peso)	F47198
SDI (VICTORIA, AUSTRALIA)	SDI ICE	Dentina	éster metacrílico multifuncional, (22.5% peso, 39% vol.)	relleno inorgánico de 40 nm – 1.5 micrones, (77.5% peso, 61% vol.)	130562T
SDI (VICTORIA, AUSTRALIA)	SDI ICE	Dentina	éster metacrílico multifuncional, (22.5% peso, 39% vol.)	relleno inorgánico de 40 nm – 1.5 micrones, (77.5% peso, 61% vol.)	130210N
KERR CORPORATI ON (CA,USA)	PREMISE	Esmalte	monómeros de metacrilato éster, Bisphenol-A-Etho xylate dimetacrilato, TEGDMA	partículas pre polimerizadas de 30-50 um, vidrio de bario de 0,4um, silica 0,02 micrómetros, en total 84%	07 1114
TOKUYAMA DENTAL	ESTELITE SIGMA QUICK	Universal	Bis-GMA, TEGDMA	relleno de sílice-zirconia y	5781

CORP. (TOKYO, JAPON)				relleno compuesto (tamaño medio de partícula: 0,2 µm, rango de tamaño de partícula: 0,1 a 0,3 µm (71% vol. y 82% peso)	
DENSTPLY DETREY GmbH (KONSTANZ, ALEMANIA)	CERAM X	Universal	poliuretano-metacrilato, Bis-EMA, TEGDMA	nanopartículas cerámicas orgánicamente modificadas y nanorellenos combinados con rellenos de vidrio convencionales de ~ 1 µm	1507000 560

TEGDMA:trietileneglicoldimetacrilato; **Bis-GMA**: Bisfenol-A-glicidildimetacrilato; **UDMA**: Uretano Dimetacrilato; **PEGDMA**: poli etilenglicol dimetacrilato; **Bis-EMA:** etoxilato bisfenol-A dimetacrilato

Se utilizaron quince resinas compuestas dentales, todas de color A3. De ellas, cuatro resinas son del tipo “body”, dos son del tipo “enamel”, cinco del tipo “dentina”, tres del tipo “universales”, y una “posterior”. Además, catorce de las resinas tienen una matriz orgánica de base de dimetacrilato, y sólo Filtek Silorane presenta una matriz orgánica a base de silorano.

Para la fotopolimerización de las muestras se utilizó la lámpara Bluephase (Ivoclair-Vivadent) (Figura 11). Ésta es una lámpara LED que permite modificar la irradiancia con la que se trabaja mediante programas pre-establecidos. Su potencia es de 8W, y la irradiancia, según el fabricante es de: 1100mW/cm^2 a alta irradiancia y de 650mW/cm^2 a baja irradiancia, con una variación de un 10%. Los tres programas de polimerización de esta lámpara son los siguientes:

1. HIP (High Power): irradiancia suministrada por el fabricante de 1100 ±10 mW/cm^2 constante a lo largo del ciclo, se ajusta el tiempo de irradiación en intervalos de 10s.
2. SOFT (Soft Power): en este programa la lámpara incrementa progresivamente su irradiancia.
3. LOP (Low Power): irradiancia de 650 ±10 mW/cm^2, baja intensidad constante durante 10 o 20s.

Figura 11. Lámpara de fotopolimerización Bluephase utilizada en el estudio.

En este trabajo, para lograr comparar los efectos del uso de diferentes irradiancias, utilizamos los programas HIP (High power) y LOP (low Power). Además, al inicio del experimento se determinó la irradiancia experimental de la LCU en ambos protocolos siguiendo la metodología especificada en trabajos previos (Pérez y col., 2008a; Pérez y col., 2008b). Posteriormente, para garantizar que la irradiancia de la unidad LCU-LED se mantenía estable en todas las fases experimentales, se utilizó un radiómetro Bluephase® Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

III.2 Métodos

III.2.1. Determinación de umbrales de translucidez

III.2.1.1 Preparación de las muestras

Se prepararon treinta discos de resina compuesta (10mm de diámetro y 1mm de espesor) de color A3 y diferentes marcas comerciales (Tabla 2). Para ello se utilizó un molde micrométrico de 10 mm de diámetro (Smile Line, Switzerland) y altura regulable (Figura 12) que se ajustó a 1mm. La resina compuesta se insertó en un solo incremento y se adaptó al molde con ayuda de una espátula. La superficie del material se presionó con un portaobjetos de vidrio y la fotoactivación se realizó a través del cristal, para obtener discos de composite de espesor homogéneo y textura lisa en ambas superficies (Figura 13). La fotoactivación se realizó con la unidad LED (Bluephase, Ivoclar-Vivadent, programa HIP) en dos áreas superpuestas, durante 20 segundos por área. El

rendimiento de la unidad de fotoactivación se comprobó durante el experimento con el radiómetro Bluephase® Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Figura 12. Molde micrométrico ajustable utilizado para obtener las muestras de 1mm de espesor.

Una vez extraído el disco de composite del molde se examinaron las superficies del mismo con lupa estereoscópica a 10x, para descartar la presencia de irregularidades o poros. Mediante un calibre digital (500-181 Mitutuyo, Tokio, Japan) se verificó el espesor de cada disco en tres puntos, admitiendo desviaciones inter/intra espécimen ≤0.05mm. Aquellos discos que no cumplieron las condiciones anteriores fueron descartados.

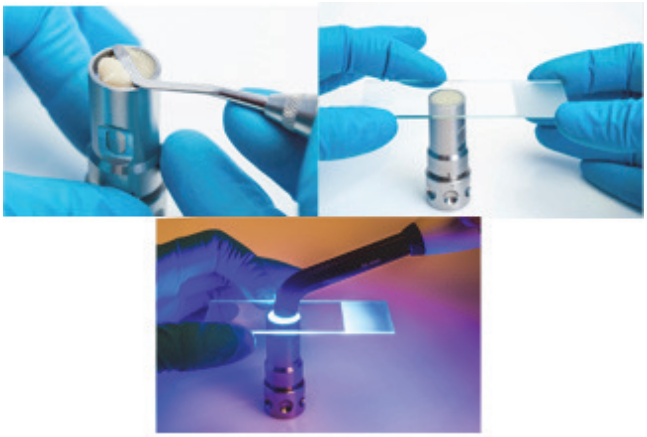

Figura 13. Proceso de inserción y fotopolimerización del composite para la obtención de las muestras de 1mm de espesor.

Tabla 2. Composites utilizados para preparar los discos de 1mm de espesor.

Muestra	Marca de composite	Tipo de composite	Nº de Lote
1	RN	Body	132506A
2	RMF	Body	123120U
3	RMH	Body	132509C
4	FS	Posterior	N544104
5	FZ5	Universal	N531743
6	FSXTE	Enamel	N462846
7	FSXTE	Body	N495017
8	FSXTE	Dentin	N526754
9	M2	Dentin	F49930
10	M2	Dentin	F47198
11	SDII	Enamel	130562T
12	SDII	Dentin	130210N
13	PR	Enamel	07 1114
14	ESQ	Universal	5781
15	RN	Body	132506A
16	RMF	Body	123120U
17	RMH	Body	132509C
18	FS	Posterior	N544104
19	FZ5	Universal	N531743
20	FSXTE	Enamel	N462846
21	FSXTE	Body	N495017
22	FSXTE	Dentin	N526754
23	M2	Dentin	F49930
24	M2	Dentin	F47198
25	SDII	Enamel	130562T
26	SDII	Dentin	130210N
27	PR	Enamel	07 1114
28	ESQ	Universal	5781
29	CRX	Universal	0786T
30	CRX	Universal	0786T

RN; Renamel Nano (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL, USA); RMF; Renamel Microfill (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL,USA); RMH; Renamel Microhybrid (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL, USA); FS; Filtek Silorane (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); FZ5; Filtek Z500 (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); FSXTE; Filtek Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); M2; Miris 2 (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, SG, Switzerland); SDII; SDI Ice (SDI Ltd, Bayswater, Victoria; Australia); PR; Premise (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); ESQ; Estelite Sigma Quick (Tokuyama Dental Corporation, Taitou-ku, Tokio, Japan); CRX; Ceram X (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, BW, Germany).

La preparación de los discos de composite se realizó en una misma jornada, por un único operador, y en condiciones constantes de temperatura y humedad. El intervalo de tiempo entre la preparación y la medición de la reflectancia espectral de los especímenes fue de 24h. Durante todo el experimento, las muestras se conservaron hasta su uso en cámara de humedad, ausencia de luz y temperatura constante para evitar el deterioro del composite por deshidratación.

III.2.1.2 Cálculo del Parámetro de Translucidez (TP)

La reflectancia espectral de cada disco de resina compuesta se midió sobre dos fondos de cerámica de 50mm × 50mm (Ceram, Staffordshire, United Kingdom) de color blanco (L*= 94.2, a*= 1.3 and b*= 1.7) y negro (L*= 3.1, a*= 0.7 and b*= 2.4), usando un espectrorradiómetro (SpectraScan PR-670, Photo Research, Chatsworth CA).

Se utilizó una cabina de iluminación (Color Viewing Light 4 BASIC, Just Normlicht) con fuente simuladora del iluminante estándar D65, para proporcionar condiciones de visualización uniformes. Para fijar los especímenes y evitar el reflejo especular de la superficie del composite (Yu y col., 2009a; Pérez y col., 2010; Pérez y col., 2016), los discos se colocaron sobre un soporte triangular. Las muestras se colocaron en el centro de la cabina sobre una base inclinada de 45°, que corresponde a la geometría de iluminación/medición difusa/0°. Se utilizó una solución de sacarosa saturada (índice de refracción n=1,5 aproximadamente) como medio de acoplamiento entre la muestra y el fondo (Pérez y col., 2016).

Los discos se situaron a 30 cm del espectrorradiómetro y se midieron a 45°. Para calcular las coordenadas de color del sistema de color CIE L*a*b* se empleó el Observador estándar CIE 1931 2° (Figura 14). De cada espécimen se realizaron tres mediciones repetidas sin reemplazo.

Figura 14. Montaje experimental para el cálculo del TP.

El parámetro de translucidez (TP) de cada disco de composite se calculó como la diferencia de color de dicho disco colocado sobre el fondo blanco y negro, de acuerdo con las fórmulas de diferencia de color CIELAB (TP_{ab}) y CIEDE2000 (TP_{00}).

Siendo

$$TP_{ab} = [(L^*_N - L^*_B)^2 + (a^*_N - a^*_B)^2 + (b^*_N - b^*_B)^2]^{1/2}$$

donde los subíndices "N" y "B" se refieren a las coordenadas de color sobre los fondos negro y blanco, respectivamente.

En cuanto a la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (1:1:1)

$$TP_{00} = \left[\left(\frac{L'_N - L'_B}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{C'_N - C'_B}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{H'_N - H'_B}{K_H S_H}\right)^2 + R_T\left(\frac{C'_N - C'_B}{K_C S_C}\right)\left(\frac{H'_N - H'_B}{K_H S_H}\right)\right]^{1/2}$$

los subíndices "N" y "B" se refieren a la luminosidad (L'), croma (C') y tono (H') de las muestras sobre el fondo negro y el blanco, respectivamente. R_T es la función de rotación que tiene en cuenta la interacción entre las diferencias de croma y matiz en la región azul. Las funciones de ponderación, S_L, S_C, S_H ajustan la diferencia de color total para la variación en la ubicación de la muestra de diferencia de color, sobre los fondos N y B en las coordenadas L', a', b'. Los factores paramétricos, K_L, K_C, K_H, son términos de corrección de las condiciones experimentales. En el presente estudio, los factores paramétricos de la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 se establecieron en 1.

Para calcular la diferencia de color CIEDE2000, se tuvieron en cuenta las discontinuidades debidas al cálculo del matiz medio y al cálculo de la diferencia de matiz, según lo establecido previamente por por Sharma y col. (Sharma y col., 2005).

III.2.1.3 Preparación de set de pares experimentales

Una vez calculados los valores de TP_{ab} y TP_{00} de cada disco de composite (Tabla 3) se procedió a calcular las diferencias de TP_{ab} (ΔTP_{ab}) y TP_{00} (ΔPT_{00}) entre las 465 combinaciones pareadas que era factible realizar con los 30 discos de composite. A partir de estos datos, se seleccionaron 50 pares experimentales cuyo ΔTP_{ab} oscilaba entre 0,01 a 12,79, y con un rango de ΔPT_{00} comprendido entre 0,11 a 7,98.

Tabla 3. Discos de composites utilizados y sus respectivos ΔTP_{ab} y ΔPT_{00} .

Muestra	Marca de composite	Tipo de composite	Nº de Lote	PT_{ab}	PT_{00}
1	RN	Body	132506A	22.44	13.66
2	RMF	Body	123120U	27.12	16.23
3	RMH	Body	132509C	20.45	12.56
4	FS	Posterior	N544104	23.79	16.72
5	FZ5	Universal	N531743	21.84	14.31
6	FSXTE	Enamel	N462846	25.41	17.56
7	FSXTE	Body	N495017	23.29	15.23
8	FSXTE	Dentin	N526754	16.53	10.06
9	M2	Dentin	F49930	22.14	14.38
10	M2	Dentin	F47198	22.52	14.59
11	SDII	Enamel	130562T	29.32	18.05
12	SDII	Dentin	130210N	24.68	14.99
13	PR	Enamel	07 1114	20.23	13.70
14	ESQ	Universal	5781	23.72	16.48
15	RN	Body	132506A	20.85	12.41
16	RMF	Body	123120U	22.67	13.99
17	RMH	Body	132509C	23.34	14.09
18	FS	Posterior	N544104	23.88	16.55
19	FZ5	Universal	N531743	22.18	14.52
20	FSXTE	Enamel	N462846	24.73	17.00
21	FSXTE	Body	N495017	21.58	14.10
22	FSXTE	Dentin	N526754	17.43	10.46
23	M2	Dentin	F49930	22.67	14.86
24	M2	Dentin	F47198	23.30	15.22
25	SDII	Enamel	130562T	28.02	16.93
26	SDII	Dentin	130210N	21.44	13.09
27	PR	Enamel	07 1114	20.08	13.27
28	ESQ	Universal	5781	23.15	15.83
29	CRX	Universal	0786T	25.06	15.84
30	CRX	Universal	0786T	24.76	15.63

RN; Renamel Nano (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL, USA); RMF; Renamel Microfill (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL,USA); RMH; Renamel Microhybrid (Cosmedent Restorative Dentistry, Chicago, IL, USA); FS; Filtek Silorane (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); FZ5; Filtek Z500 (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); FSXTE; Filtek Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, MN,USA); M2; Miris 2 (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, SG, Switzerland); SDII; SDI Ice (SDI Ltd, Bayswater, Victoria; Australia); PR; Premise (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); ESQ; Estelite Sigma Quick (Tokuyama Dental Corporation, Taitou-ku, Tokio, Japan); CRX; Ceram X (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, BW, Germany).

Para evitar la influencia del color de las resinas de composite en los pares, las diferencias de color (ΔE) de los pares experimentales seleccionados fueron inferiores a los valores umbrales de aceptabilidad (ΔE^*_{ab}=3.48 y ΔE_{00} = 2.23) establecidos por Ghinea y col. en un estudio previo (Ghinea y col., 2010). La Figura 15 muestra los valores de ΔTP_{ab} y ΔTP_{00} para los 50 pares experimentales, organizados por orden creciente de TP_{ab}.

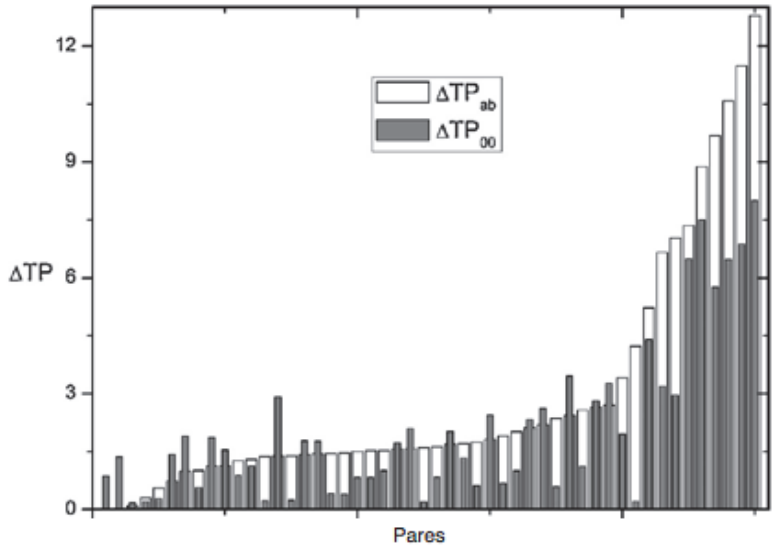

Figura 15. ΔTP_{ab} y ΔTP_{00} de los 50 pares experimentales ordenados según orden creciente de los valores de ΔTP_{ab} .

III.2.1.4 Experimento psicofísico de discriminación de diferencias de translucidez

Los 50 pares experimentales fueron evaluados por un panel de 30 observadores voluntarios (20 mujeres y 10 hombres de edades comprendidas entre 22 y 55 años), que otorgaron previamente su consentimiento informado de participación en el estudio (Anexo 1). Antes del experimento, los voluntarios realizaron el test de Ishihara (Ishihara Color Vision Test, Kamehara Trading Inc., Tokio, Japón), indicado para el screening de los déficits en la visión del color. Todos los observadores tenían experiencia previa en experimentos de discriminación

visual y, además, fueron instruidos previamente para centrarse en la valoración de la translucidez de los especímenes.

Para las evaluaciones visuales, los observadores se colocaron a 30 cm del par experimental, que fue la misma distancia utilizada para las mediciones de reflectancia espectral (Figura 16a). Los dos fondos de cerámica se usaron para ayudar a los juicios visuales de translucidez (Figura 16b). Para determinar el umbral de perceptibilidad, los observadores respondieron la siguiente pregunta: "¿Puede ver una diferencia en la translucidez entre estos dos especímenes?" Cuando la respuesta fue afirmativa, se pidió a los observadores que respondieran la siguiente pregunta: "¿Aceptarían la diferencia de translucidez entre los dos discos de resina compuesta bajo condiciones clínicas? Los pares clasificados como no perceptibles se registraron directamente como diferencia de translucidez clínicamente aceptable.

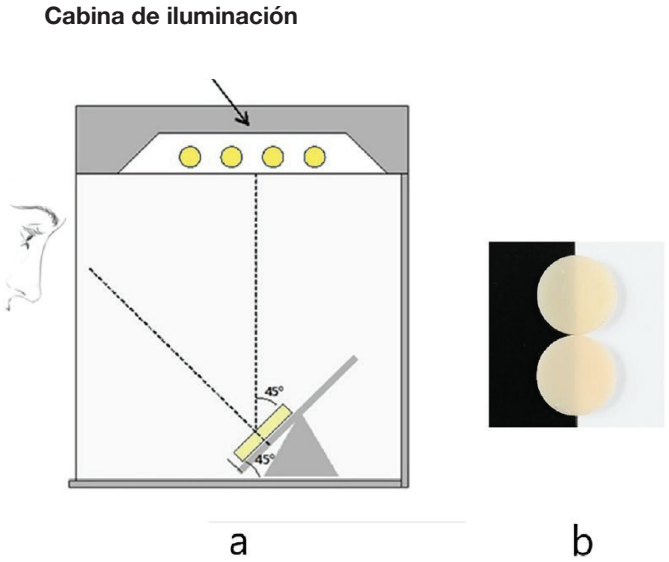

Figura 16. (a) Representación esquemática de la configuración experimental para la evaluación visual incluyendo la cabina, distancia de observación y geometría óptica. (b) Par experimental utilizado para realizar la evaluación visual.

Las respuestas para cada par (sí o no) de cada observador se procesaron. Los umbrales de aceptabilidad y aceptabilidad para diferencias de translucidez se calcularon de la siguiente manera:

% Perceptibilidad o % Aceptabilidad = S_i / N_t (3)

donde S_i es el número de observadores que respondió afirmativamente ("sí") y N_t es el número total de observadores, que en este caso es 30.

III.2.1.5 Procedimiento de ajuste

Un modelo de aproximación difusa Takagi-Sugeno-Kang (TSK) (Takagi y Sugeno, 1985; Herrera y col., 2010) con funciones de pertenencia gaussiana y constantes consecuentes se utilizó como método de ajuste (Matlab 7.1 Fuzzy Logic Toolbox, MathWork Inc., Natick, MA, EE. UU.). En las aproximaciones realizadas, los modelos TSK tomaron los centros de reglas distribuidos equitativamente a lo largo del espacio de entrada, y los consecuentes de las reglas se obtuvieron óptimamente utilizando sus derivados con respecto a la salida del modelo en la minimización del valor de *r* (Mínimos cuadrados de aproximación LSE) (Herrera y col., 2010). El número de reglas en cada caso se seleccionó usando un procedimiento de validación cruzada de 10 veces; se eligió el número de reglas a las cuales el modelo proporcionó el menor error de validación cruzada para realizar la aproximación usando todos los datos. Se estimaron los intervalos de confianza del 95% (IC 95%), el límite de confianza inferior del 95% (LCI) y el límite de confianza superior (LCS) del 95% y el 50: 50% (50% de respuestas positivas y 50% de respuestas negativas) los umbrales fueron calculados. El punto 50: 50% se definió como la diferencia a la cual un observador tendría un 50% de probabilidad de hacer un juicio dicotómico y representa el nivel de aceptabilidad. Esta metodología de ajuste ha sido aplicada con éxito en estudios previos para la determinación de

umbrales de discriminación cromática en Odontología (Ghinea y col. 2010, Pérez y col. 2011, Paravina y col. 2015, Pérez y col. 2018b)

Se utilizó el test *t* de Student para evaluar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los valores umbrales calculados con ambas fórmulas de diferencia de color ($\alpha = 0.05$).

III.2.2 Determinación del color y propiedades ópticas de composites dentales polimerizados con dos protocolos de fotoactivación.

III.2.2.1 Preparación de las muestras

Se utilizaron cuatro composites comerciales color A3 (Tabla 4) y se prepararon seis especímenes de cada composite.

Tabla 4. Composites utilizados en la determinación del color y propiedades ópticas con High y Low power

Materiales	Marca	Matriz orgánica	Matriz inorgánica
Filtek Supreme XTE (FXTE)	3M ESPE (MN,USA)	Bis-GMA, UGMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	Rellenos de nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% volumen y 78.5% peso)
Filtek Silorane (FS)	3M ESPE (MN,USA)	3,4Epoxiciclohex aiciclopoli-metisil oxano Siloxano, Silorano	0.1-2 µm de cuarzo silanizado e fluoruro de itrio (76%)
Estelite Sigma Quick (ESQ)	TOKUYAMA DENTAL CORP. (TOKYO, JAPON)	Bis-GMA, TEGDMA	relleno de sílice-zirconia y relleno compuesto (tamaño medio de partícula: 0,2 µm, rango de tamaño de partícula: 0,1 a 0,3 µm (71% volumen y 82% peso)
Renamel Nano (RN)	Cosmedent Restorative Dentistry (IL,USA)	Bis-GMA, TEGDMA	Partículas de tamaño 0.02-3 micras (64% volumen y 80% peso) y partículas de Zr

TEGDMA:trietileneglicol dimetacrilato; **Bis-GMA**: Bisfenol-A-glicidildimetacrilato; **UDMA**: Uretano Dimetacrilato; **PEGDMA**: poli etilenglicol dimetacrilato; **Bis-EMA:** etoxilato bisfenol-A dimetacrilato

Para la preparación de los especímenes, se elaboraron moldes especiales con portaobjetos de vidrio de 1mm de espesor. En cada portaobjetos se realizó una perforación de 6 mm de diámetro con una fresa redonda de diamante (Modelo 801-Komet Dental). El portaobjetos se adhirió a otro portaobjetos intacto, obteniéndose pocillos de dimensiones estandarizadas (6mm ± 0,5 mm de diámetro, 1mm ± 0,05 mm de altura).

La resina compuesta se introdujo en el pocillo mediante una espátula y la superficie del material se presionó con una tira de acetato transparente (Stripmat, Polydentia, Mezzovico-Vira, Suiza) para conseguir un espécimen de espesor uniforme. Las muestras se fotoactivaron con una unidad LED Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), colocando el extremo de la lámpara sobre la tira de acetato. De esta forma se estandarizó la distancia composite-luz.

La irradiancia experimental de la LCU en ambos protocolos se determinó al inicio del experimento siguiendo la metodología especificada en trabajos previos, siendo de 1100 y 600 mW/cm^2 para los protocolos de “High power” y “Low power” respectivamente. En la mitad de los especímenes de cada grupo (n = 3) se usó el protocolo de polimerización de “High Power” (HIP), consistente en aplicar una irradiancia de 1100 mW/cm^2 durante 20 segundos. En los especímenes restantes, se aplicó el modo de "Low Power" (LOP), en que la irradiancia de la unidad era de 600 mW/cm^2 y el tiempo de fotoactivación se estableció en 37 segundos. A partir de este punto, la irradiancia se controló durante el experimento con un radiómetro Bluephase® Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Después de la polimerización, la superficie de cada espécimen de composite se examinó con lupa estereoscópica a 10x, para descartar la presencia de

irregularidades o poros. Mediante un calibre digital (500-181 Mitutuyo, Tokio, Japan) se verificó el el grosor de cada espécimen. Los valores de espesor aceptados fueron de 1,00 ± 0,01 mm.

III.2.2.2 Medición de la reflectancia espectral

Para medir la reflectancia espectral se diseñó una configuración experimental personalizada, consistente en un sistema de medición sin contacto montado sobre un tablero óptico (Figura 16) y compuesto por: un espectrorradiómetro PR670 (Photo Research Inc. Chatsworth, CA) y fibras ópticas (Modelo 70050, Newport Stratford Inc.) y una lámpara de arco de xenón (300W, Newport Stratford Inc.). El espectrorradiómetro se colocó a 30 cm de las muestras y la geometría de iluminación/medición fue 45°/0°. El campo de medida empleado fue de 0,125 grados (apertura 1/8°) y la medida se realizó en el centro de cada espécimen. La reflectancia espectral de todos los especímenes se midió empleando como fondos dos cerámicas estandarizadas acromáticas: blanco (L^*=94.2, a^*=1.3 y b^*=1.7) y negro (L^*=3.1, a^*=0.7 y b^*=2.4) de 50x50mm (Ceram, Staffordshire, Reino Unido). Se colocó una solución de sacarosa saturada con un índice de refracción de aproximadamente 1,5 como medio de contacto óptico entre la muestra y el fondo (Pecho y col., 2012; Pop-Ciutrila y col., 2015). Una vez puesto a punto el dispositivo, se procedió a la medida de la reflectancia espectral en el rango del visible (380-780nm) cada 2 nm usando el software SpectrawinTM2 (Photo Research Inc.).

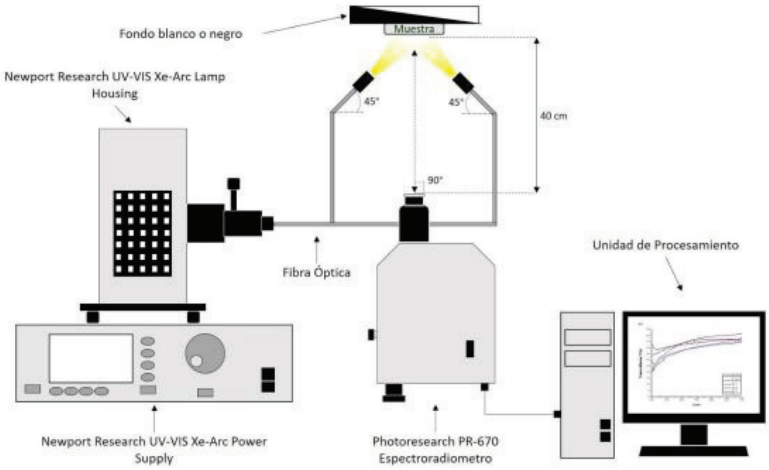

Figura 17. Configuración experimental para la medición de la reflectancia espectral (Tomado de R Guinea)

Se realizaron tres mediciones de reflectancia repetidas a corto plazo sin reemplazo, y se promediaron los resultados.

La reflectancia interna R de la muestra viene dada por

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

donde R' es la reflectancia medida en el aire (reflexión especular no incluida) y k_1 y k_2 los coeficientes de reflexión externa e interna, respectivamente, teorizados para materiales translúcidos (k_1=0.039 y k_2=0.540) (Mikhail et al., 2012).

III.2.2.3 Cálculo de los coeficientes de Kubelka-Munk

Los coeficientes de *scattering* (S), absorción (K) y la transmitancia (T) se calcularon algebraicamente de acuerdo a lo descrito previamente por Mikhail y col. 2012 (Mikhail y col., 2012). Los coeficientes de *scattering* (S) y de absorción

(K) de Kubelka-Munk se calcularon a partir de los datos de reflectancia espectral de cada muestra. El coeficiente S para una unidad de espesor de una muestra específica viene dado por

$$S(mm^{-1}) = \frac{1}{b * X}\, arctgh\, \frac{1 - a * (R(B) + R_B^{ff} + R(B) * R_B^{ff}}{b * (R(B) - R_B^{ff}}$$

y el coeficiente de K por

$$K\,(mm^{-1}) = S\,(a - 1)$$

donde X es el espesor de la muestra, R_0 es la reflectancia de la muestra sobre el fondo negro, y *a* y *b* son las constantes ópticas secundarias calculadas a partir de los valores de reflectancia espectral sobre los fondos blanco y negro. Estas constantes se definen de la siguiente manera

$$a = \frac{1}{2}\, R + \left[\frac{R_0 - R + R_g}{R_o R_g}\right]$$

y

$$b = (a^2 - 1)^{1/2}$$

donde R es la reflectancia de la muestra sobre el fondo blanco, R_0 es la reflectancia de la muestra sobre el fondo negro y R_g es la reflectancia del fondo blanco.

Respecto a la transmitancia (T) se calculó de acuerdo con la fórmula:

$$T = \frac{B}{a * sinh(bSX) + bcosh(bSX)}$$

Para determinar el nivel de similitud respecto al comportamiento espectral de las propiedades ópticas de *scattering* (S), absorción (K) y transmitancia (T), obtenidos a partir del método de Kubelka-Munk se utilizará el coeficiente VAF

(Variance Accounting For) con la desigualdad Cauchy-Schwarz de acuerdo a la siguiente ecuación (Della Bona y col., 2014; Pecho y col., 2015):

$$VAF = \frac{\left(\sum_{k=380}^{780} a_k . b_k\right)^2}{\left(\sum_{k=380}^{780} a_k^2\right) . \left(\sum_{k=380}^{780} b_k^2\right)}$$

donde a_k el valor espectral un espécimen para los coeficientes K, S, y T (de 380-780nm) y b_k es el equivalente para otra medición. Cuanto más se acerca este coeficiente a la unidad (100%), más similares se vuelven las dos curvas.

III.2.2.4 Cálculo de las coordenadas de color y parámetro de translucidez

Los valores de reflectancia espectral de cada espécimen se convirtieron en coordenadas de color CIEL*a*b* utilizando el observador estándar CIE 2° y el iluminante estándar CIE D65. Dado que la resina compuesta es un material translúcido y el fondo de la cavidad oral es oscuro, las coordenadas cromáticas se obtuvieron a partir de los valores de reflectancia espectral de los especímenes colocados sobre el fondo negro.

Se calculó la diferencia de color entre especímenes de un mismo composite polimerizados a baja y alta irradiancia mediante la fórmula de diferencia de color CIELAB (ΔE_{ab}) y CIEDE2000 (ΔE_{00}) :

$$\Delta E^*_{ab} = \left[(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2\right]^{1/2}$$

$$\Delta E_{00} = [(\frac{\Delta L'}{K_L S_L})^2 + (\frac{\Delta C'}{K_C S_C})^2 + (\frac{\Delta H'}{K_H S_H})^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)\left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)]^{1/2}$$

Las diferencias de color se evaluaron de acuerdo con los valores umbrales 50: 50% de perceptibilidad (PT = 0,81 unidades) y 50: 50% de aceptabilidad (AT = 1,77 unidades) para diferencias de color (Paravina y col., 2015).

Los valores de TP se obtuvieron mediante las fórmulas de diferencia de color CIELAB (TP_{ab}) (Johnston y col., 1995) y CIEDE2000 (1:1:1) TP_{00} (Salas y col., 2018), como se especificó en el apartado III.2.1.2.

A partir de estos datos se calcularon las diferencias de translucidez (ΔTP_{ab} y ΔTP_{00}) entre pares de especímenes del mismo composite polimerizados a alta y baja irradiancia.

Por último, las diferencias de translucidez (ΔTP_{ab} y ΔTP_{00}) entre pares de especímenes polimerizados a alta y baja irradiancia se valoraron tomando como referencia los valores umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad para diferencias de translucidez determinados en el apartado III.2.1.5 de este trabajo de investigación.

III.2.3. Diseño y puesta a punto del dispositivo de moteado láser.

Para monitorizar el proceso de fotopolimerización de las resinas compuestas, hemos diseñado y, posteriormente desarrollado, un dispositivo basado en una técnica de moteado dinámico con láser o Dinamic Laser Speckle (DLS). La configuración experimental se muestra en la Figura 18. El diseño del dispositivo experimental consistió en una unidad de curado LED Bluephase (Ivoclar-Vivadent), un diodo láser (4.5mW, 635nm) para generar los patrones de moteado, un filtro de línea láser (635 ± 2nm) para evitar que la luz de la lámpara de fotopolimerización llegase al sensor, un cámara CMOS (Basler acA2000 165uc USB 3.0) para capturar patrones de moteado, y un filtro de densidad neutra de 0. En el montaje, el filtro de densidad neutra se utilizó para evitar la saturación de la imagen, por ello se colocó entre la cámara CMOS y el espécimen a evaluar.

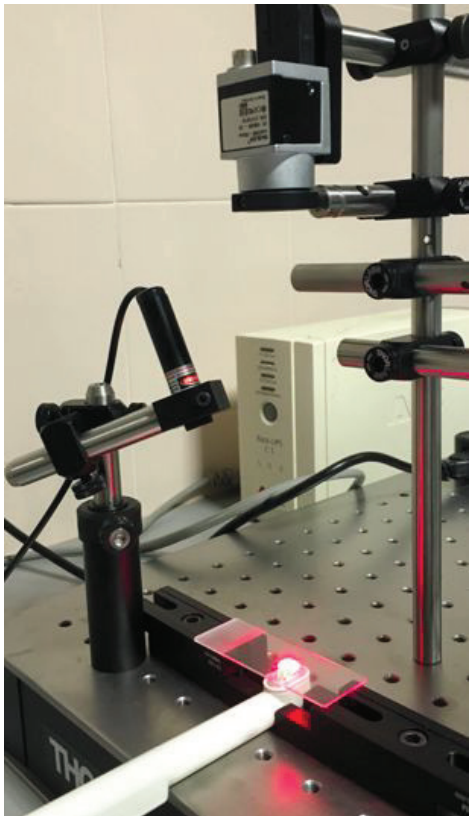

Figura 18. Dispositivo experimental.

Para poder realizar las mediciones simultáneamente al ciclo de polimerización, era necesario que la luz de la LCU-LED y la luz láser incidieran a la vez en la muestra. Para ello, el extremo de la punta de la unidad de curado se colocó debajo del molde de cristal, al tiempo que el haz láser incidía en la superficie superior con una angulación de 10º (Figura 18). Por otro lado, la cámara CMOS se situó a 19 cm de la superficie superior de la muestra, teniendo justamente por debajo el filtro de línea láser rojo y a 5 cm de éste el filtro de densidad neutra.

Como se ha comentado anteriormente, el filtro de densidad neutra se situó entre la CMOS y el espécimen. Esta configuración difiere de la descrita en un experimento anterior (Wells-Gray y col., 2010), en el cual se colocó entre la fuente de polimerización y la muestra, para poder variar la irradiancia de curado. En nuestro caso no fue necesario, ya que la irradiancia se ajustó

directamente, empleando uno u otro de los dos protocolos de fotopolimerización de que dispone la LCU-LED Bluephase.

Por otra parte, resultaba fundamental controlar ciertas variables experimentales, como sensibilidad del sensor, tamaño de speckle y tiempo de integración, para poder comparar los resultados obtenidos y asegurar la fiabilidad de las medidas experimentales. En cuanto al tamaño del haz láser y la lente de la cámara, debemos resaltar que, aunque generalmente se recomienda (Bandyopadhyay y col., 2005; Boas y Dunn, 2010) hacer coincidir el tamaño del detector con el tamaño del punto del speckle para evitar un promedio espacial innecesario, esta práctica no es apropiada para el análisis de contraste de moteado con láser, metodología en la que se basa nuestra experimentación. El contraste del moteado o speckle se define como la razón entre la desviación estándar y el valor medio de intensidad de una región de píxeles ($C = \sigma / < I >$). El tiempo de integración afecta el grado de speckle y por ende el de contraste. Si utilizamos un tiempo de integración más corto se puede obtener una reducción en el contraste durante la reacción. Si por el contrario, se utiliza un tiempo muy largo, el contraste puede estar siempre muy cercano a cero; perdiendo detalles del movimiento del composite. En nuestro montaje experimental, después de varias pruebas, seleccionamos un tiempo de integración de 62ms; obteniendo fotos a razón de 16 frames por segundo (fps).

Por último, fue necesario seleccionar el método idóneo para analizar las imágenes de speckle obtenidas. El contraste puede ser calculado empleando un algoritmo simple que determine un único valor de contraste para cada imagen speckle de la secuencia grabada. Este enfoque básico es útil cuando se espera que la dinámica de la muestra sea uniforme. Otra posibilidad es determinar el contraste mediante el algoritmo desarrollado por Duncan y col. (Duncan y col., 2008), el cual crea un mapa de contraste, mostrando variación espacial en el comportamiento dinámico. Con el método de correlación de moteado secuencial, el comportamiento dinámico es descrito a través de la correlación de patrones de moteado, separados por un retardo temporal fijo, éste ha sido el

método empleado en nuestro estudio, donde la medida de correlación usada fue la correlación secuencial de Pearson, que es la covarianza de los dos patrones de moteado normalizados por el producto de sus desviaciones estándar (Rodgers y Nicewander, 1988).

III.2.4. Obtención de patrones secuenciales de moteado láser de composite dentales polimerizados a alta y baja irradiancia.

III.2.4.1 Preparación de las muestras y obtención del patrón de moteado.

Para la preparación de los especímenes se utilizó la resina compuesta marca Filtek Supreme XTE (3M ESPE, MN,USA) en sus tres presentaciones: esmalte (E), dentina (D) y body (B) (Tabla 5). De cada categoría de composite E/D/B se prepararon seis muestras. Para ello se elaboraron pocillos estandarizados utilizando portaobjetos de vidrio de 1mm de espesor. En cada portaobjetos se practicó una perforación circular de 8 mm de diámetro con una fresa de diamante (Modelo 801-Komet Dental). El composite se insertó dentro del pocillo y para la fotoactivación se utilizó la LCU-LED Bluephase (Ivoclar - Vivadent), tres muestras se polimerizaron con el protocolo “High Power” y las tres restantes con el protocolo “Low power” cuyas características de irradiancia fueron descritas en el apartado III.2.2.1 de esta memoria, y el tiempo de exposición se fijó en 30 segundos con ambos protocolos. En consecuencia, la dosis energética que recibieron las muestras polimerizadas a “high” vs. “low” power fue distinta. No obstante, dado que en esta fase experimental nos se pretendía determinar propiedades ópticas, físicas, o mecánicas, este aspecto carece de relevancia. Por el contrario, utilizar el mismo tiempo de exposición era necesario para poder comparar las gráficas de correlación obtenidas con ambos protocolos. Además, se seleccionó un tiempo de exposición de 30 segundos tal y como se realizó en estudios previos para una metodología

similar a la empleada en este experimento (Yamamoto y col., 2007; Wells-Gray y col., 2009).

Tabla 5. Resinas compuestas utilizadas en la experimentación.

Marca	Material	Matriz orgánica	Matriz inorgánica	Lote
3M ESPE, MN,USA	Filtek Supreme XTE *esmalte*	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N462846
3M ESPE, MN,USA	Filtek Supreme XTE *body*	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N495017
3M ESPE, MN,USA	Filtek Supreme XTE *dentina*	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA	nanosilica no aglomerados/no agregados (5-20 nm) y zirconia (4-11 nm) y nanocristales agregados de SiO2-ZrO2 (0.6-10 µm) (63.3% vol. y 78.5% peso)	N526754

TEGDMA:trietileneglicol dimetacrilato; **Bis-GMA**: Bisfenol-A-glicidildimetacrilato; **UDMA**: Uretano Dimetacrilato; **PEGDMA**: poli etilenglicol dimetacrilato; **Bis-EMA:** etoxilato bisfenol-A dimetacrilato

Durante el proceso de fotopolimerización, los patrones de moteado fueron generados por la luz incidente del diodo láser. Estos patrones fueron capturados con la cámara CMOS durante todo el proceso (Figura 19). Las imágenes se recogieron durante 120 s (10s antes de activar la lámpara de curado, 30s durante la irradiación y 80s después de la polimerización). La adquisición de imágenes se realizó a razón de 16 imágenes/segundo durante la medición, obteniendo un total de 1920 imágenes/muestra.

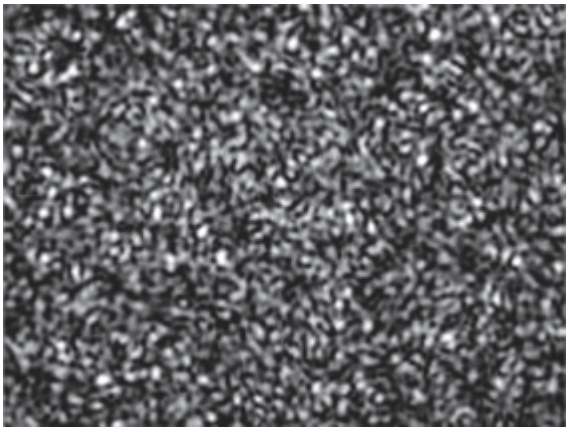

Figura 19. Imagen del patrón speckle.

Durante la obtención de los patrones de speckle, el laboratorio se mantuvo en condiciones de oscuridad y se evitó cualquier contacto del operador con el montaje, ya que incluso un movimiento mínimo podría haber alterado el patrón speckle.

III.2.4.2 Análisis del patrón de moteado láser

De cada imagen obtenida, se seleccionó una región de 100x100 píxeles para analizar. Para cuantificar la fluctuación del patrón de speckle entre cada imagen y calcular la correlación secuencial, se desarrolló un software personalizado en el entorno MatLab 7.1 (MathWorks Inc., Natick, MA), basado en el coeficiente de correlación de Pearson:

$$C(t)_{\Delta t} = \frac{\left[(I(t) - \mu_t)\,(I(t+\Delta t) - \mu_t + \Delta t)\right]}{\sigma_t \sigma_t + \Delta t}$$

Donde "*I*" es la intensidad en un solo píxel, "*t*" es el tiempo actual, "*Δt*" es el tiempo de retraso entre cuadros sucesivos (el inverso de la velocidad de grabación, en este caso 62 ms), "μ" es la intensidad media del patrón, "*σ*" es la desviación estándar y los corchetes indican un promedio conjunto sobre todos los píxeles en el área de estudio. Este cálculo se conoce como "correlación

secuencial" porque representa una comparación de dos imágenes secuenciales en cualquier momento dado.

A partir de los datos obtenidos, se obtuvo un gráfico que representa la variación de la correlación en función del tiempo. El valor máximo de la correlación es 1, lo que indica que una imagen y la imagen inmediatamente anterior presentan igual contraste y, por lo tanto, no hay variación en el patrón speckle, ni actividad cinética. Cuanto menor sea el valor, mayor será la diferencia entre las imágenes y, por lo tanto, mayor actividad o movimiento del moteado y, por ende, mayor actividad cinética en el espécimen.

CAPÍTULO IV.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

IV.1 Umbrales de translucidez para materiales dentales

El valor del umbral de translucidez obtenido usando la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 para el cálculo del parámetro de translucidez para 50:50% de aceptabilidad, TAT_{00}, fue 2.62 unidades TP_{00} con intervalo de confianza al 95% de 1.01-4.19, con r^2=0.837 (Figura 20). El valor del umbral de translucidez obtenido usando la fórmula de diferencia de color CIELAB para el cálculo del parámetro de translucidez para 50:50% de aceptabilidad, TAT_{ab}, fue 4.43 unidades TP_{ab}, con intervalo de confianza al 95% de 0-11.5, con r^2=0.490 (Figura 21).

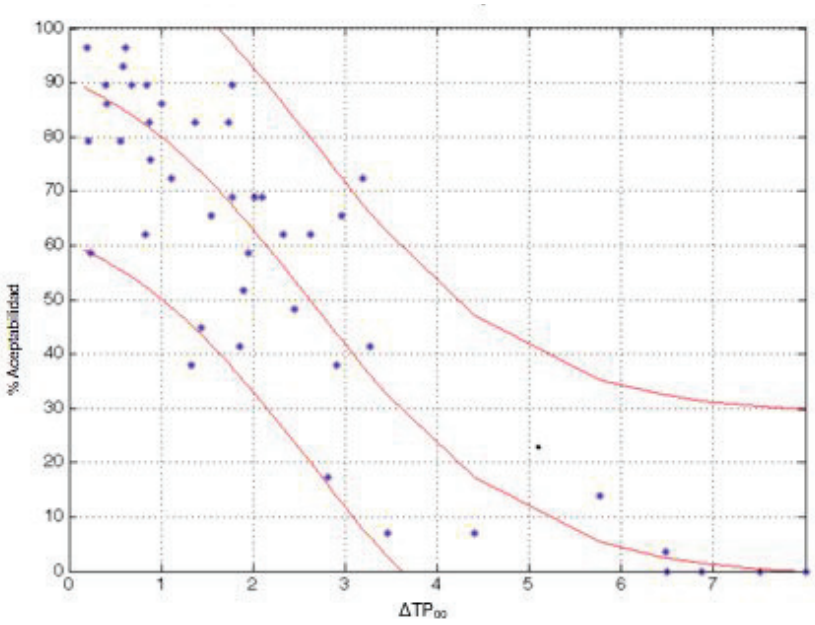

Figura 20. Porcentaje de aceptabilidad frente a diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIEDE2000 (ΔTP_{00}). Las curvas representan el 50:50% umbral de aceptabilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior).

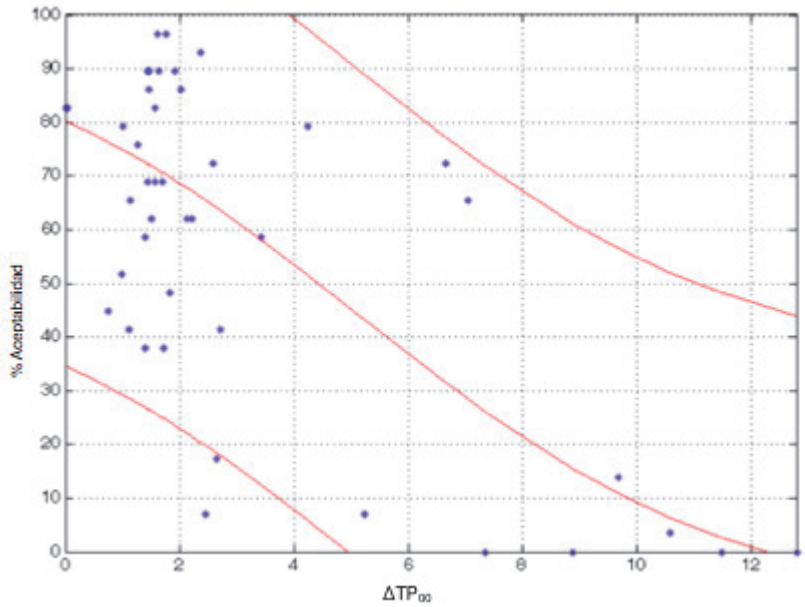

Figura 21. Porcentaje de aceptabilidad frente a diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIELAB (ΔTP_{ab}). Las curvas representan el 50:50% umbral de aceptabilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior).

El valor del umbral de translucidez obtenido usando la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 para el cálculo del parámetro de translucidez para 50:50% de perceptibilidad, TPT_{00}, fue 0.62 unidades TP_{00} con intervalo de confianza al 95% de 0.00-3.02, y r^2=0.680 (Figura 22). El valor del umbral de translucidez obtenido usando la fórmula de diferencia de color CIELAB para el cálculo del parámetro de translucidez para 50:50% de perceptibilidad, TAT_{ab}, fue 1.33 unidades $TP_{ab,}$ con intervalo de confianza al 95% de 0-5.05, con r^2=0.371 (Figura 23).

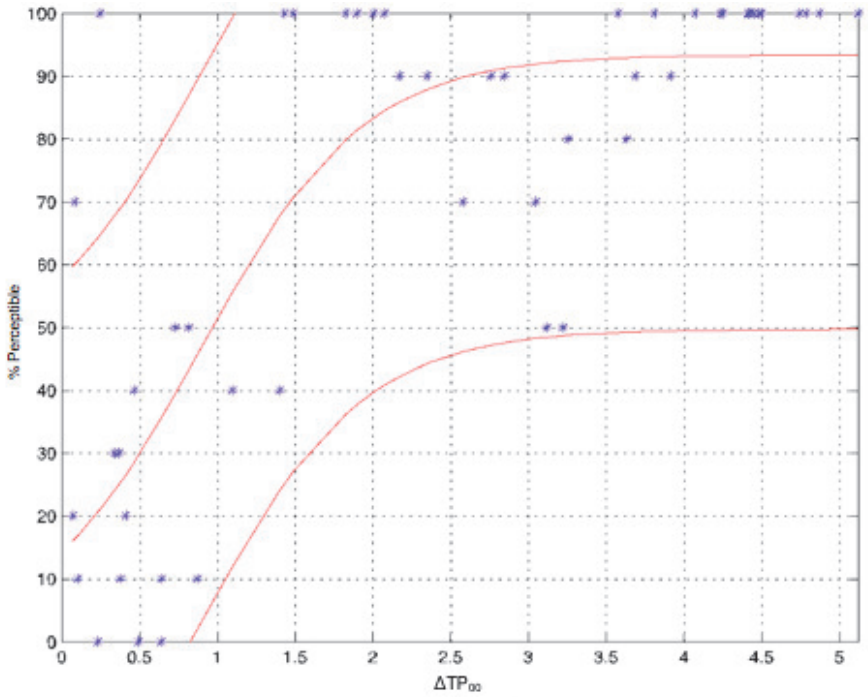

Figura 22. Porcentaje de perceptibilidad frente diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIEDE2000 (ΔTP_{00}). Las curvas representan el 50:50% umbral de perceptibilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior).

Los valores TAT_{00} y TPT_{00} se corresponden, aproximadamente, al 61% y 47% de los valores de TAT_{ab} y TPT_{ab}, respectivamente. También se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores de los umbrales de translucidez de perceptibilidad y aceptabilidad ($p=0.01$ y $p=0.005$ para TPT y TAT, respectivamente) empleando ambas fórmulas de diferencia de color para el cálculo del parámetro de translucidez.

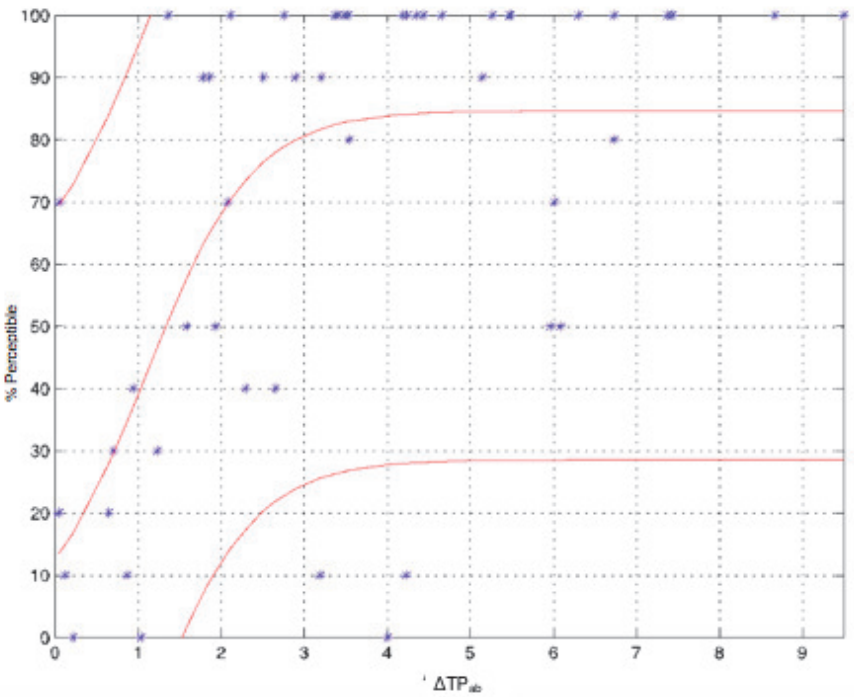

Figura 23. Porcentaje de perceptibilidad frente diferencias de translucidez entre pares experimentales usando CIELAB (ΔTP_{ab}). Las curvas representan el 50:50% umbral de perceptibilidad de translucidez (curva central) y sus correspondientes curvas de los intervalos de confianza (líneas superior e inferior).

El parámetro de translucidez está basado en la colorimetría CIE y, por tanto, el iluminante, el Observador estándar y la diferencia de color deben ser establecidas. Así, para el desarrollo de la experiencia que nos ha llevado a establecer el umbral de translucidez, se han empleado las condiciones de iluminación e iluminante y fórmulas recomendadas por la CIE (CIE, 2004) y que han sido ampliamente empleadas en experiencias de discriminación cromática en Odontología. Además, y dado que el espesor del material dental afecta significativamente al color de éste (Mikhail y col., 2013), en nuestras experiencias se ha empleado un micrómetro que permite fabricar muestras con un espesor estandarizado. No obstante, se podrían desarrollar nuevos estudios con espesores diferentes para estudiar su influencia en el valor del umbral. También para minimizar la influencia del color sobre la translucidez de la resina de composite (Yu y Lee, 2008c), se ha empleado sólo un color (A3) para todos

los especímenes. Así, el método empleado ha permitido obtener un amplio rango de diferencias de translucidez con diferencias de color menores que el umbral de aceptabilidad (Ghinea y col. 2010).

El parámetro de translucidez (TP) es una medida directa de la translucidez y ha sido definido y calculado usando la clásica fórmula de diferencia de color CIELAB. En la presente Memoria se ha introducido la reciente fórmula CIEDE2000 para el cálculo del parámetro de translucidez de materiales dentales. Los resultados encontrados muestran que la fórmula CIEDE2000 presenta un mejor ajuste que CIELAB en la evaluación de umbrales de translucidez para materiales dentales (r^2=0.837 vs. r^2=0.490 para TAT y r^2=0.680 vs. r^2=0.371 para TPT). El uso de un adecuado parámetro de translucidez es muy importante para conseguir una buena correlación entre la medida instrumental y el juicio visual de esta propiedad. Por tanto, una alta correlación proporcionará una mejor interpretación clínica de la diferencia en translucidez, y en última instancia la satisfacción del paciente.

Una revisión reciente (Lee, 2016) empleando ecuaciones de regresión entre TP y CR indicaba un valor de 2 unidades CIELAB para el umbral de perceptibilidad de translucidez. Este valor estaba basado en datos de un estudio que empleó porcelanas feldespáticas con diferentes valores de translucidez (Liu y col., 2009). El valor obtenido en nuestro estudio para TPT_{ab} ha sido de 1.33 unidades CIELAB. No obstante, ambos resultados no pueden ser comparados dada la gran diferencia en la metodología empleada, condiciones experimentales, aproximación matemática y procedimiento de ajuste para el cálculo de TPT_{ab}. Además, CR no es una medida directa de translucidez y no puede ser usado con materiales con una transmisión menor del 50% (Spink y col., 2013).

Una reciente publicación (Johnston, 2014) revisó los métodos para la determinación de la translucidez y sus aplicaciones en materiales dentales, explorando el uso del parámetro de translucidez. Los valores de umbrales obtenidos en nuestra investigación podrían ayudar a la interpretación clínica de las investigaciones publicadas hasta el momento sobre diferencias en esta propiedad. Así, Pérez y col. (Pérez y col., 2010) publicaron que el rango de las diferencias de TP entre resinas de composite basadas en siloranos, microhíbridos y nanorellenos era de 3.5-6.3 unidades CIELAB, diferencias superiores al umbral de perceptibilidad obtenido en nuestro estudio. Pecho y col. (Pecho y col., 2012) determinaron diferencias de translucidez entre zirconias y dentina humana. El rango encontrado fue 0.8-1.3, lo cual indicaría que tales diferencias en translucidez no serían perceptibles.

De otra parte, también se ha demostrado que existe una correlación lineal entre la cantidad de Bis-GMA en la matriz y el valor de la transmitancia de la resina compuesta. Por tanto, el control de la cantidad de BisGMA puede ser una vía alternativa para ajustar su translucidez (Azzopardi y col., 2009). En este sentido, los umbrales determinados podrían ser una referencia para evaluar “a priori” el efecto de los cambios de composición sobre la translucidez del material dental.

En resumen, los umbrales de translucidez basados en juicios visuales, pueden servir como una excelente herramienta de control en la selección de materiales dentales estéticos, también para evaluar e interpretar hallazgos visuales e instrumentales en Odontología clínica, así como en investigación dental y posterior estandarización de materiales dentales. La importancia del control de calidad en odontología se ve reforzada por el aumento de las exigencias estéticas de los pacientes y los profesionales dentales.

IV.2. Determinación del color y propiedades ópticas de composites dentales con dos protocolos de fotopolimerización.

IV.2. 1. Diferencias de color y translucidez

Esta parte del trabajo de investigación ha testado la hipótesis de que existen diferencias en el color, parámetro de translucidez, y propiedades ópticas de una resina compuesta cuando es polimerizada con dos combinaciones diferentes de irradiancia/tiempo de exposición, que supongan dosis de energía equivalentes. No obstante, antes de analizar si dicha hipótesis ha resultado aceptada o rechazada, se discutirá brevemente la validez de la metodología experimental.

Para la polimerización de las resinas compuestas se ha utilizado la unidad Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), que es una LCU-LED compatible con los fotoiniciadores de uso habitual en Odontología, por lo que, en principio, es eficaz para la polimerización de todos los composites utilizados.

La irradiancia de la LCU LED en ambos protocolos se determinó al inicio del experimento siguiendo la metodología especificada en trabajos previos de nuestro grupo de investigación (Pérez y col., 2008a; Pérez y col., 2008b), que incluyen la utilización de un espectrorradiómetro (PR-704 Photo Research) con un rango espectral de 380-780 nm, a una resolución de banda ancha de 2 nm y con un error de medición de 2%. La irradiación se midió con un receptor de coseno CR-600. Esta técnica, considerada como gold standard en la medición de la potencia de salida de una LCU (Kirkpatrick, 2005), proporciona la emisión espectral y la potencia radiante espectral; dividiendo la potencia radiante entre el área de emisión (área de la ventana de salida) se obtiene la irradiancia.

Las irradiancias de los protocolos “High” y “Low Power” determinadas experimentalmente fueron de 1100 y 600 mW/cm^2 respectivamente. El fabricante indica que la irradiancia de ambos protocolos es de 1200±10 mW/cm^2 y 650±10 mW/cm^2 respectivamente. Por tanto, la discrepancia entre la

irradiancia experimental y la teórica proporcionada por el fabricante fue de 8,3% y 7,7% para los protocolos “High Power” y “Low Power“ respectivamente. En consecuencia, se ajustaron los tiempos de exposición correspondientes a 20 y 37 segundos, para lograr una exposición radiante total de 22 J/cm^2 en ambos casos. Dicho valor se considera suficiente para asegurar la polimerización adecuada de composites micro y nano híbridos de hasta 2 mm de espesor (Rueggeberg y col., 1993; Sakaguchi y col., 1998; Uno y col., 2003).

Además, también se valoró la estabilidad energética de la LCU-LED utilizada en esta investigación, comprobando que la irradiancia se mantenía estable a lo largo del ciclo de exposición. No obstante lo anterior, una de las posibles limitaciones de nuestra metodología es que no se ha determinado la uniformidad del haz de salida, asumiendo que la emisión de la LCU era homogénea en toda la superficie de la ventana (Price y col., 2015). Sin embargo, hay que tener en cuenta que los posibles puntos calientes (puntos de alta irradiancia) o fríos (puntos de baja irradiancia) suelen localizarse en la periferia de la ventana de salida de la LCU, mientras que la medida de la reflectancia se realizó en el centro de cada espécimen, zona que coincide con el centro de la ventana de la LCU, donde la irradiancia suele ser homogénea. Además, dado que se utilizó la misma LCU-LED en ambos protocolos de polimerización, la presencia de posibles puntos calientes o fríos de irradiancia, afectaría en la misma medida a los especímenes polimerizados a alta y a baja irradiancia. Por otra parte, la posibilidad de disponer de analizadores láser que permitan trazar el perfil de irradiancia de la LCU, es rara en el contexto investigador, y nula en condiciones clínicas habituales (Price y col., 2015). De hecho, el dentista sólo puede conocer de forma aproximada la irradiancia de su unidad de polimerización testándola regularmente con un radiómetro. En consecuencia, para simular las condiciones que se dan en la clínica diaria, una vez medida la irradiancia de salida de la LCU al inicio de la fase experimental, se controló que ésta se mantuviese estable a lo largo de toda la fase experimental utilizando el radiómetro Bluephase® Meter II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Finalmente, durante los ciclos de polimerización el extremo de la lámpara siempre se posicionó en contacto con la matriz de acetato transparente. Así, se pudo estandarizar y reducir al mínimo la distancia composite-luz, de forma que la irradiancia recibida por el material fuese lo más cercana posible a la irradiancia medida en la ventana de la LCU (Price y col. 2015).

En cuanto a los resultados de esta fase experimental, la tabla 6 muestra los valores medios de las coordenadas cromáticas de las resinas compuestas polimerizadas con los dos protocolos. La tabla 7 recoge las diferencias de color y translucidez entre los composites polimerizados a alta *vs.* baja irradiancia. A la vista de estos resultados ha de aceptarse la hipótesis de trabajo, ya que el color y translucidez de todos los composites testados varió dependiendo de la irradiancia del protocolo de polimerización.

Tabla 6. Coordenadas CIELAB, CIELCH de los composites polimerizados con "High" y "Low" power.

			HIGH POWER		
	L*(X±SD)	**a*(X±SD)**	**b*(X±SD)**	**C(X±SD)**	**h^0(X±SD)**
FXTE	63,86± 2,90	-1,35± 0,38	7,08± 0,55	6,44± 1,93	109,56± 8,22
FS1	58,48± 1,84	-1,34± 0,04	1,28± 0,62	2,42± 0,35	148,57± 11,98
ESQ	56,03± 0,76	-2,18± 0,12	3,94± 0,03	5,11± 0,13	129,60± 1,57
RN	60,47± 0,38	-2,79± 0,09	8,70± 0,73	9,65± 0,63	115,59± 2,34
			LOW POWER		
	L*(X±SD)	**a*(X±SD)**	**b*(X±SD)**	**C(X±SD)**	**h^0(X±SD)**
FXTE	68,13±1,51	-0,92± 0,18	6,32± 1,25	6,48± 1,17	102,89± 4,49
FS1	61,56±0,75	-0,96± 0,02	1,49± 0,63	2,10± 0,47	135,89± 11,47
ESQ	58,73± 2,90	-1,99± 0,67	3,40± 0,56	5,89± 1,89	126,50± 20,78
RN	63,88± 1,32	-3,48± 0,28	7,84± 1,32	9,20± 1,23	125,46± 9,51

High Power: irradiancia 1100 ±10 mW/cm^2 constante. Low Power: irradiancia de 600 ±10 mW/cm^2 constante. Umbral de perceptibilidad ΔE_{ab} para L*=1.0, a*=1.0 y b*=2.6. Umbral de aceptabilidad ΔE_{ab} para L*=1.25, a*=1.25 y b*=2.8 (Lindsey y Wee, 2007).

En relación al color (Tabla 7), todos las ΔE fueron superiores a ambos umbrales de perceptibilidad usando las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 (TPT_{ab} y TPT_{00}). Además, las diferencias de color fueron, en general, superiores a ambos umbrales de aceptabilidad (TAT_{ab} y TAT_{00}), excepto para FS y ESQ, que mostraron un ΔE más bajo que el umbral de aceptabilidad usando CIELAB (TAT_{ab}). En términos clínicos lo anterior significa que un mismo composite

polimerizado a alta y baja irradiancia va a tener, a simple vista, un color diferente, y que en términos generales, esa diferencia de color no resultará clínicamente tolerable.

Tabla 7. Diferencias de color y translucidez entre los composites polimerizados a alta *vs.* baja irradiancia.

	Color difference (high-low power)		**Translucency difference (high-low power)**	
	$\Delta E_{ab\ (alta\text{-}baja)}$	**ΔE_{00}**	**$\Delta TP_{ab\ (alta\text{-}baja)}$**	**ΔTP_{00}**
	▯ ± SD	**▯ ± SD**	**▯ ± SD**	**▯ ± SD**
FXTE	4.59 ± 1.61	3.83± 1.35	1.58 ± 0.75	1.12± 1.40
FS	3.12 ± 1.37	2.79± 1.25	1.30 ± 0.56	1.13± 0.84
ESQ	3.32 ± 2.83	2.96 ± 2.44	0.72± 0.31	1.02± 0.83
RN	3.95± 0.90	3.42± 0.73	3.12± 0.17	1.91± 0.46

ΔE_{ab}PT=1.80; ΔE_{00} PT=1.30; ΔE_{ab}AT= 3.46; ΔE_{00} AT= 2.25. TPT_{ab}=1.33; TPT_{00}=0.62; TAT_{ab}= 4.43; TAT_{00}=2.62

No obstante, además de tener en cuenta la variación cromática global, es importante analizar la dirección del cambio cromático, tanto en el espacio CieLab como en el CieLCh. La tabla 8 incluye las variaciones de las distintas coordenadas cromáticas entre los composites polimerizados a alta y baja irradiancia.

Tabla 8. Incremento de L, a, b, C y h^0 de los composites polimerizados con "High" y "Low" Power.

	$\Delta L_{(alta\text{-}baja)}$	**$\Delta a^*_{(alta\text{-}baja)}$**	**$\Delta b^*_{(alta\text{-}baja)}$**	**$\Delta C_{(alta\text{-}baja)}$**	**$\Delta h^0_{(alta\text{-}baja)}$**
FXTE	-4,26	0,43	0,76	-0,04	6,67
FS	-3,09	0,38	-0,21	0,31	12,68
ESQ	-2,71	0,19	0,53	-0,78	3,11
RN	-3,41	-0,69	0,86	0,44	-9,87

High Power: irradiancia 1100 ±10 mW/cm^2 constante. Low Power: irradiancia de 600 ±10 mW/cm^2 constante. Umbral de perceptibilidad ΔE_{ab} para L*=1.0, a*=1.0 y b*=2.6. Umbral de aceptabilidad ΔE_{ab} para L*=1.25, a*=1.25 y b*=2.8 (Lindsey y Wee, 2007).

De estos datos se deduce que las diferencias de color (ΔE_{ab} y ΔE_{00}) se han producido fundamentalmente a expensas de la variación de la coordenada L. Todos los composites resultaron más claros (mayor luminosidad) cuando fueron polimerizados a baja irradiancia respecto a la polimerización a alta irradiancia, siendo la diferencia visualmente perceptible de acuerdo a datos publicados previamente (Lindsey y Wee, 2007).

Por otra parte, los cambios en los ejes rojo-verde y azul-amarillo han sido distintos según el material. Los composites FXTE, FS y ESQ polimerizados con baja irradiancia han sido ligeramente más rojos que cuando se polimerizaron a alta irradiancia, mientras que con RN el comportamiento del material fue el inverso. En cuanto a la coordenada b*, los composites FXTE, ESQ y RN han sido ligeramente menos amarillos con baja irradiancia, mientras que FS fue ligeramente más amarillo con baja irradiancia. No obstante, las variaciones en las coordenadas a* y b* han sido no perceptibles y, en consecuencia, dentro del rango clínicamente aceptable, de acuerdo a los valores umbrales existentes en la literatura (Lindsay y Wee, 2007).

Respecto a la coordenada C, ha sufrido una variación prácticamente despreciable (Pérez y col., 2011); FXTE y ESQ fueron más saturados al ser polimerizados con baja irradiancia, mientras que FS y RN presentaron mayor cromacidad al ser polimerizados con el protocolo de mayor irradiancia.

Por último, los composites FXTE, FS y ESQ presentaron menor ángulo de tono polimerizados a baja irradiancia, es decir, que el color de ambos materiales curados a baja irradiancia se acercó al amarillo puro. Por el contrario, el composite RN al ser curado con baja irradiancia presentó un ángulo de tono mayor que con alta irradiancia, es decir, que el color del material fue más verdoso.

Dado que el número de bastones (fotorreceptores responsables de la percepción de la cantidad de luz) es muy superior al de conos (fotorreceptores encargados de percibir los colores), el ojo humano discrimina mejor las diferencias de luminosidad (Kijima y col., 1990, Zelanski y Fisher, 2001; Ruppertsberg y col., 2008) que las diferencias en otros atributos, como la saturación o en el tono. Por tanto, el hecho de que la variación en la irradiancia de la LCU haya influido sobre todo en la luminosidad del composite, constituye un resultado muy poco favorable.

Respecto a la translucidez, todos los composites polimerizados a baja irradiancia fueron menos traslúcidos que cuando fueron curados a alta irradiancia. Los valores umbrales de translucidez establecidos experimentalmente en el apartado *III.2.1.5* han permitido relacionar las diferencias de translucidez medidas instrumentalmente con el juicio visual de esta propiedad. Así, tomando como referencia los umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad para el TP, se puede afirmar que las diferencias de translucidez entre los composites polimerizados con ambos protocolos han sido de un rango clínicamente aceptable, e incluso, en el caso de los composites FS and ESQ no apreciables visualmente.

Por otra parte, de todos los composites testados, FS y ESQ han sido los menos sensibles al cambio de irradiancia, ya que las diferencias en el color y translucidez del material entre la polimerización a alta y baja irradiancia han sido clínicamente aceptables.

IV.2.2. Propiedades ópticas

Las figuras 24, 25 y 26 muestran la distribución espectral de los coeficientes de *scattering* y absorción y la transmitancia de Kubelka-Munk de las resinas compuestas polimerizadas con los protocolos de “High power” y “Low power”. En general, y como se había descrito en trabajos previos que estudiaron otras

resinas compuestas (Lee, 2007a; Pérez y col., 2010; Pérez y col., 2016) existe una dependencia del *scattering*, absorción y transmitancia con la longitud de onda.

Por otro lado, los altos valores obtenidos en la prueba estadística VAF para cada composite entre protocolos de polimerización (>90%), indican que el comportamiento espectral de *scattering*, absorción y transmitancia son similares para cada material con independencia de la irradiancia con que se haya polimerizado.

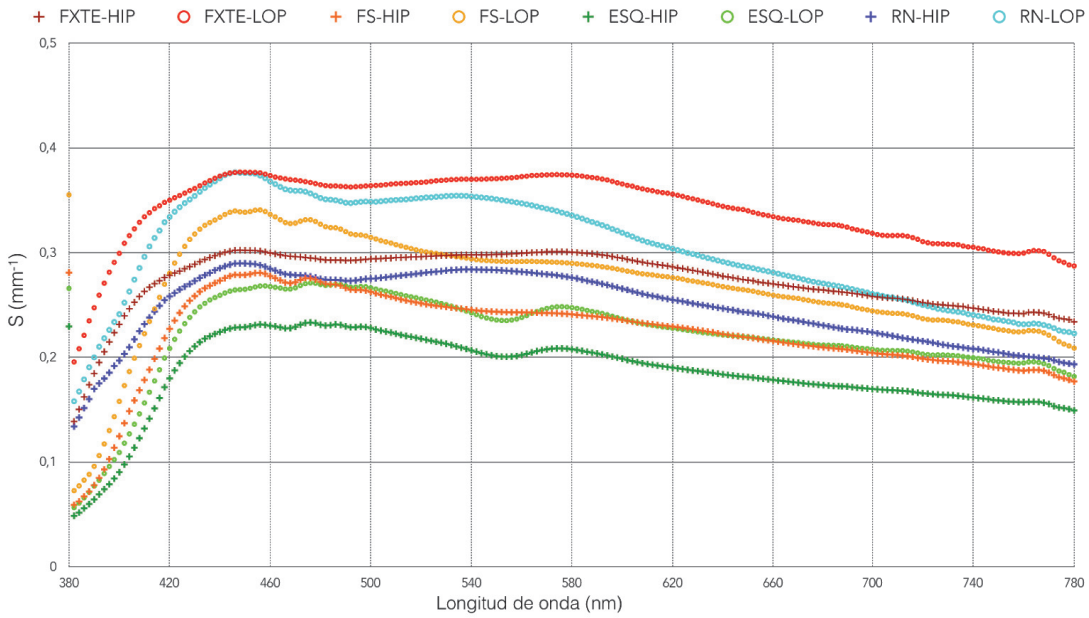

Figura 24. Distribución espectral del coeficiente de scattering (S) de Kubelka-Munk para los composites testados.

El comportamiento espectral del coeficiente de *scattering* ha sido similar para todos los composites testados con independencia del protocolo de polimerización con el que fueron curados (94.73≤VAF≤99.98%). El pico espectral de *scattering* se encontró alrededor de los 440nm, disminuyendo ligeramente cerca de los 580 nm a medida que aumentó la longitud de onda. Sin embargo, el *scattering* de los composites polimerizados a baja irradiancia fue

significativamente mayor que el registrado cuando se polimerizaron a alta irradiancia (p<0,05).

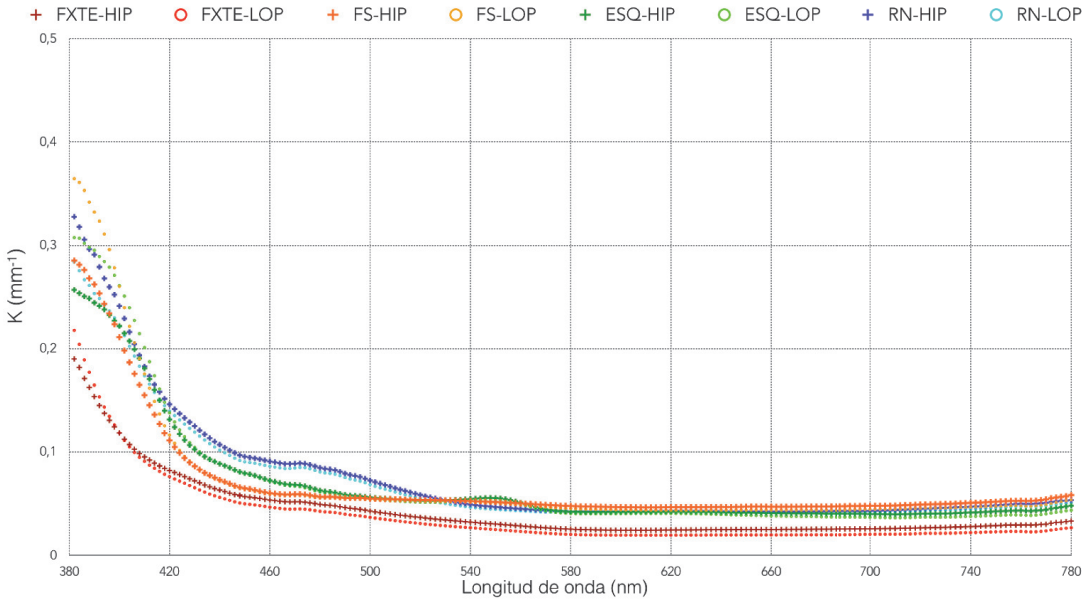

Figura 25. Valores medios de la longitud de onda para el coeficiente absorción (K) de Kubelka-Munk de los composites testados.

En todos los composites el comportamiento espectral del coeficiente de absorción ha sido similar, la absorción disminuye a medida que aumenta la longitud de onda, presentando desde los 500 nm valores cercanos a cero. Este comportamiento espectral ha sido también similar para cada composite entre ambos protocolos de polimerización (99.4%≤ VAF≤ 99.7%). A diferencia de lo que ocurre con el coeficiente de *scattering*, las diferencias en los valores de absorción entre protocolos no fueron estadísticamente significativas (p>0.05).

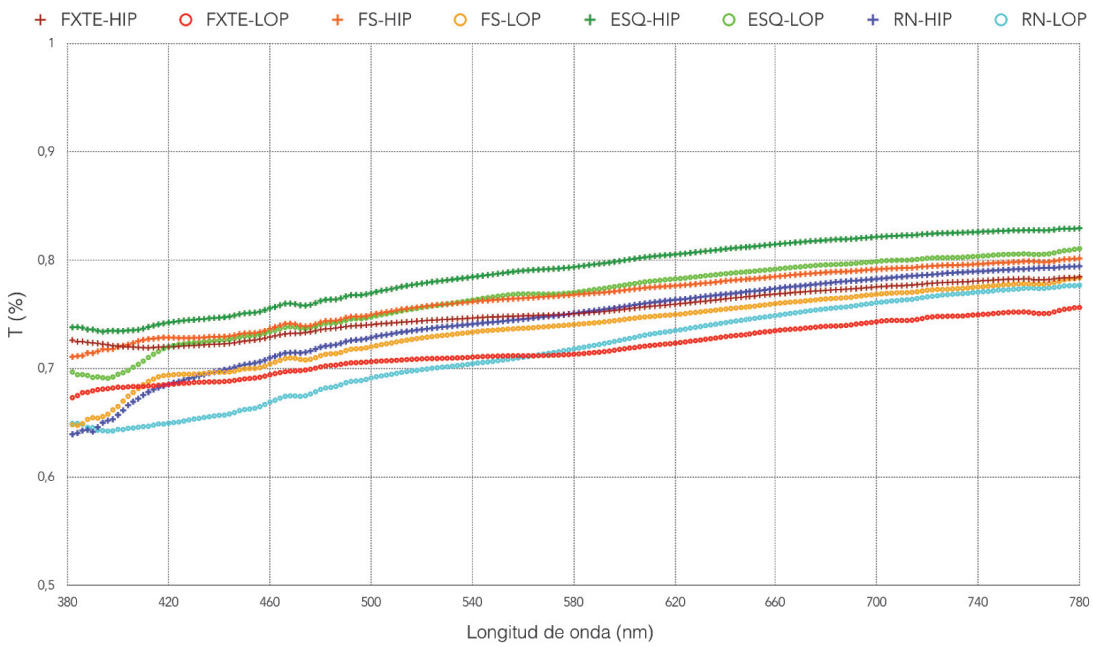

Figura 26. Distribución espectral del coeficiente de transmitancia (T) de Kubelka-Munk para los composites testados.

Por último, el comportamiento espectral de la transmitancia también ha sido similar en todos los composites estudiados; la transmitancia aumenta progresivamente con la longitud de onda presentando los mayores valores para longitudes de onda largas. Cada composite ha mostrado un comportamiento espectral de la transmitancia similar con alta y baja irradiancia (95.6%≤ VAF≤99.9%). No obstante, existen diferencias significativas en los valores de T entre protocolos para todos composites ($p<0.05$), siendo la transmitancia más baja para los composites polimerizados a baja irradiancia.

Los resultados evidencian que los valores de *scattering* y transmitancia de los composites estudiados se ven influidos por el protocolo de curado utilizado. Con el protocolo de alta irradiancia de la lámpara, los materiales presentan menor *scattering* y mayor transmitancia, lo que coincide con una mayor translucidez evidenciada por los valores de TP. Cuando el fondo es negro (como es el caso del entorno oral), una mayor transmitancia dará lugar a la percepción de un material con menor luminosidad (más oscuro).

En conjunto, los resultados anteriormente expuestos tienen importancia clínica, sobre todo si se tiene en cuenta que las resinas compuestas son actualmente el material de restauración directa de elección en Odontología. Así, se ha calculado que, aproximadamente, y sólo en USA, se realizan 146 millones de restauraciones de composite al año (ADA, 2007; Price y col., 2014b).

La realización de una obturación de resina compuesta reviste, en conjunto, cierta complejidad técnica, pero la importancia de la fase de polimerización suele pasarse por alto. Tal vez ello pueda atribuirse a la presunta simplicidad que supone la acción de aplicar la luz, en relación al resto de requisitos involucrados en la restauración dentaria. Por otra parte, la trascendencia de la eficacia de la polimerización se ha vinculado fundamentalmente con la consecución de unas propiedades físico-mecánicas adecuadas en el material resultante (Price y col., 2015). Así, la polimerización inadecuada se ha relacionado con el fracaso de la restauración por fractura del material, y con la aparición de caries secundaria a la filtración en los márgenes (Bernardo et al. 2007; Opdam et al. 2007; Sunnegardh-Gronberg et al. 2009; Overton and Sullivan 2012; Rasines Alcaraz y col., 2014). Es evidente, por tanto, que el control de la fase de polimerización es imprescindible de cara a la supervivencia a largo plazo de la restauración. Hasta el momento, sin embargo, no se había establecido la relevancia de las condiciones de polimerización sobre la apariencia estética del composite.

Es sabido que el ojo humano es capaz de detectar pequeñas discrepancias de color o translucidez entre los dientes naturales y las restauraciones (Seghi y col., 1989). De hecho, se calcula que hasta el 80% de los pacientes percibe, con descontento, diferencias de color entre las restauraciones y sus dientes naturales (Kawaragi y col., 1990). En consecuencia, la reproducción de las características ópticas de los dientes naturales resulta un objetivo primordial en restauraciones del sector anterior (Sproull, 1973, Lombardi 1973). No obstante, este objetivo, constituye todo un desafío en clínica. En primer lugar, la elección del color y translucidez del composite a usar suele realizarse visualmente, y con

frecuencia, tiene lugar bajo condiciones de iluminación inadecuadas, lo que puede llevar a errores en la percepción de estas propiedades. Para obviar estos inconvenientes existen hoy día dispositivos de uso clínico que permiten estandarizar las condiciones de iluminación.

Por otra parte, la selección inicial de composites de color y translucidez adecuados no garantiza el éxito final, ya que el aspecto estético de una restauración estratificada va a depender del número de capas de composite y del espesor relativo de éstas. Tanto el color como la translucidez son propiedades espesor dependientes (Magne y So, 2008; Khashayar, 2014b), y un pequeño incremento en el espesor de la capa vestibular de composite esmalte, por ejemplo, dará un aspecto grisáceo a la restauración (Schmeling, 2012). Finalmente, las resinas compuestas cambian su color y translucidez después de la fotoactivación y después del acabado y pulido. La utilización de guías de color personalizadas realizadas con el composite que se va a utilizar, con distintas combinaciones de espesor de composites esmalte y dentina, polimerizados y pulidos, puede ayudar a minimizar los errores.

Sin embargo, los resultados de la presente investigación indican que también las condiciones de polimerización pueden tener un efecto clínicamente relevante en el color y translucidez de los composites, y, en consecuencia, influir en el éxito estético inmediato de las restauraciones. Por tanto, además de todos los factores mencionados con anterioridad, el dentista debe conocer y verificar la irradiancia de su LCU-LED para obtener resultados estéticos predecibles.

La introducción de LED- LCU de muy alta potencia radiante suscitó controversia respecto a si el concepto de reciprocidad de exposición de Bunsen-Roscoe se podía extrapolar a cualquier irradiancia y tiempo de exposición. Según este concepto, las propiedades físico-mecánicas, biológicas y estéticas de una resina compuesta solo dependen de la dosis total de energía absorbida. No obstante, un estudio que testó diferentes combinaciones de irradiancia/tiempos de exposición, demostró que la profundidad de curado y el grado de conversión

aumentaba en los protocolos de tiempos de exposición más largos, aunque con un límite de exposición radiante más allá del cual ambos parámetros permanecían invariables (Daugherty y col., 2018). Del mismo modo, el presente trabajo ha mostrado que un composite polimerizado con dos combinaciones diferentes de irradiancia/tiempo de exposición presentará diferencias en cuanto a sus propiedades ópticas, a pesar de que la dosis de energía suministrada al material sea equivalente con ambos protocolos.

La ausencia de una correlación directa entre la dosis de energía y las propiedades ópticas de los composites polimerizados a alta vs. baja irradiancia, podría justificarse por la distinta cinética de polimerización del material bajo ambas condiciones de curado. En el apartado siguiente se comentarán los resultados del análisis de los patrones de moteado láser de diversos composites curados con dos protocolos de fotopolimerización.

IV.3 Estudio de la cinética de polimerización para dos protocolos.

Tras el análisis de las propiedades ópticas de los materiales estudiados, en este último apartado de la tesis doctoral, nos planteamos analizar los patrones speckle de las resinas de composite para dos protocolos de fotopolimerización y así, establecer los efectos de la irradiancia sobre la cinética de polimerización. Para alcanzar este objetivo se ha diseñado y puesto a punto una nueva técnica no invasiva basada en la Dispersión Dinámica de la Luz (DLS). La técnica DLS proporciona patrones de moteado láser secuenciales, que mediante un algoritmo matemático, ofrece una representación gráfica del comportamiento del material durante un determinado proceso, en nuestro caso, durante el ciclo de fotopolimerización.

Como ejemplo de esta técnica, la Figura 27 muestra la representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro de la cámara CMOS, para un espécimen de Filtek Supreme XTE dentina, fotopolimerizado con el protocolo “Low Power”. Destacar

que aunque el tiempo de registro fue de 120s, los valores presentados se corresponden a un tiempo de registro de 60s, ya que se comprobó que a partir de 50s, el valor de la corrección era constante e igual a la unidad.

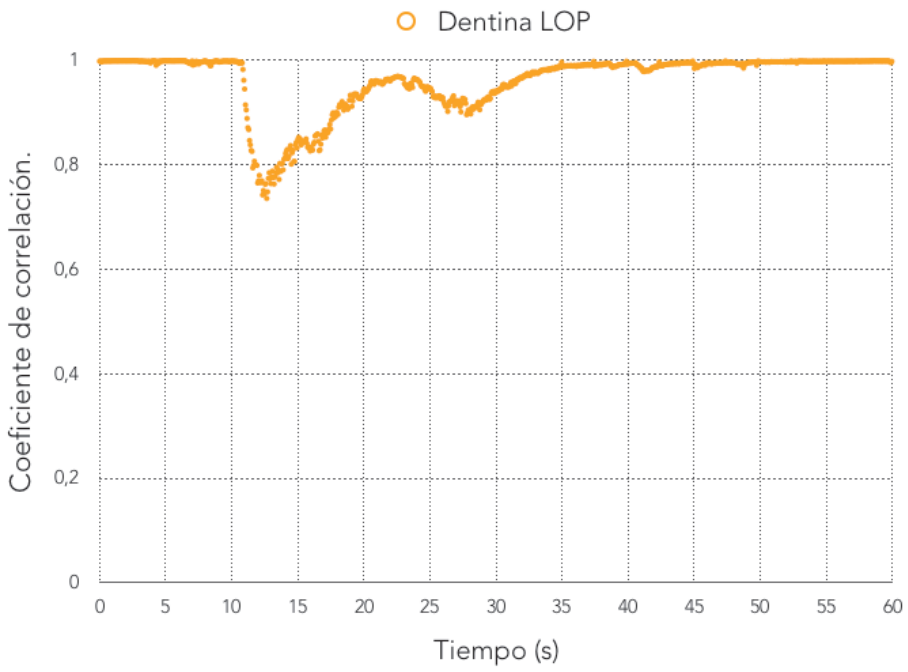

Figura 27. Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro para un espécimen de Filtek Supreme XTE dentina fotopolimerizada con el protocolo “Low Power”.

Como era de esperar, en los 10 segundos previos al encendido de la lámpara de fotoactivación, se obtuvieron valores de la correlación iguales a la unidad, indicando que antes de comenzar la irradiación no existe movimiento en el material o cambios en el patrón de moteado. Inmediatamente después del inicio del encendido de la lámpara, se observan los cambios debidos a la cinética de polimerización del material a partir de los cambios en los valores de la correlación entre patrones speckle secuenciales. Estos cambios se caracterizan por la diferencia del valor del coeficiente de correlación. Así, el mayor cambio vendrá representado por curvas más estrechas y picos más acentuados (correspondiente al tiempo 13s en la gráfica 27) en las curvas. A medida que transcurre el tiempo de irradiación, la cinética de la resina compuesta comienza a ralentizarse, observándose un aumento progresivo en los valores de la

correlación. A los 40 segundos, una vez ha cesado la irradiación, la cinética del material continúa, aunque a una velocidad menor, hasta que se estabiliza.

Para establecer la reproducibilidad de la técnica LDS, planteamos realizar tres sesiones de medida para el composite Filtek Supreme XTE body irradiadas conforme al protocolo "High Power" (Body M1 a Body M3). La Figura 28 muestra la representación gráfica de la curvas obtenidas para los tres especímenes. Los resultados muestran la alta reproducibilidad de la técnica empleada.

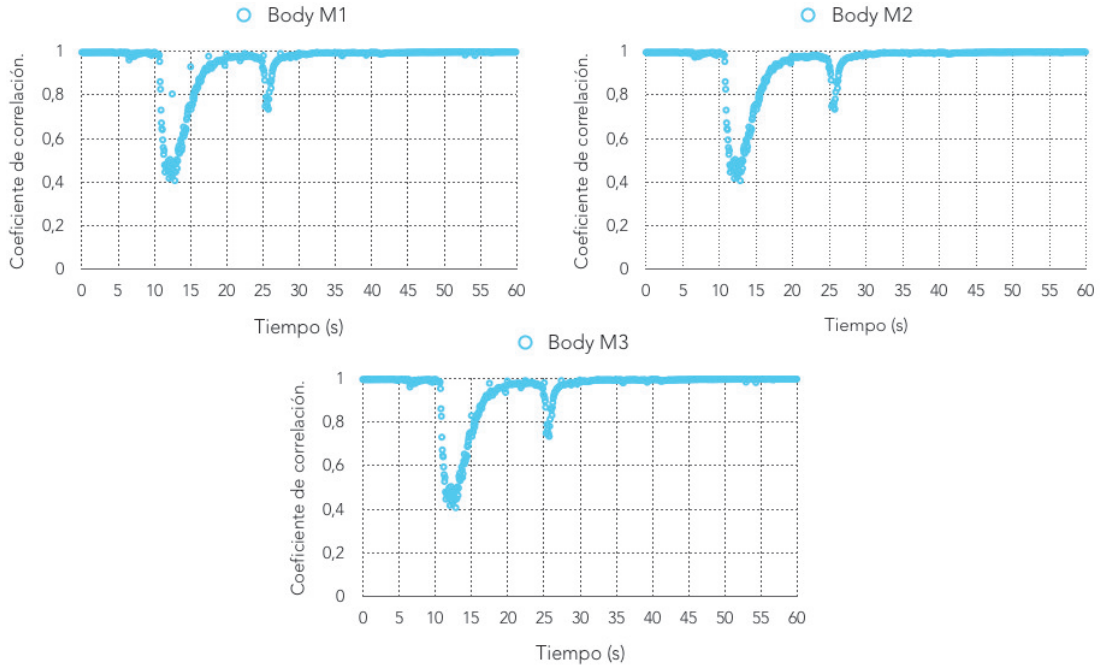

Figura 28. Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro para tres especímenes de Filtek Supreme XTE body fotopolimerizadas con el protocolo "High Power".

Una vez establecida la alta reproducibilidad del método para estudiar la cinética de polimerización de los materiales utilizados en este estudio (Tabla 5 del capítulo de Material y Métodos), pasamos a continuación a presentar y discutir los resultados obtenidos para los dos protocolos de fotopolimerización.

La figura 29 muestra la representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro de la cámara de las diferentes categorías (esmalte, body y dentina) del composite Filtek Supreme XTE polimerizadas con “High” (izquierda) y “Low Power” (derecha).

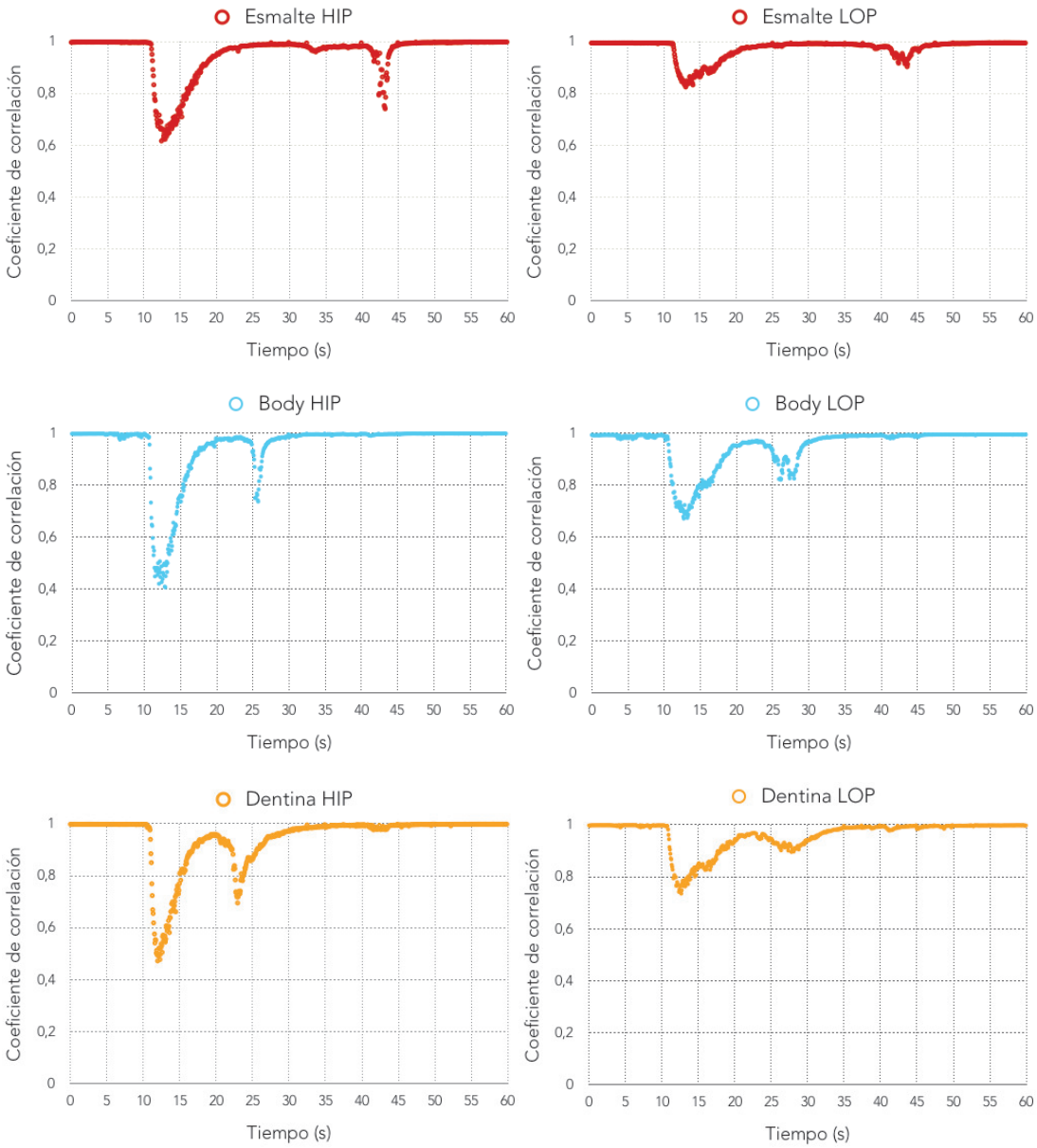

Figura 29 . Representación gráfica de los valores de la correlación de Pearson entre patrones speckle secuenciales frente al tiempo de registro del composite FIltek Supreme XTE (esmalte, body y dentina) fotopolimerizadas con los protocolos “High” y “Low Power”.

Cuando el material se fotopolimeriza con el protocolo “High Power” (HIP), se encuentra una mayor variación en los patrones speckle secuenciales. Esto se traduce en una caída más profunda en los valores de correlación y una mayor pendiente. Además, este comportamiento se registra durante un menor tiempo, por lo que el material se estabiliza más rápidamente. Por otro lado, cuando se fotoactiva el material con el protocolo “Low Power” (LOP) se encuentra que aunque el comportamiento es similar, la curva presenta mayor amplitud y menor pendiente con valores de la correlación inferiores. Además, la estabilidad del material se alcanza a tiempos de registro superiores. Este resultado nos indica que la cinética de fotopolimerización en el material es menos intensa y su estabilización es más lenta.

Si centramos nuestro estudio en las diferentes categorías del composite: dentina, body y esmalte, también se encontraron diferencias en el comportamiento de los patrones speckle secuenciales respectivos. Así, el composite del tipo dentina tiene un pico inicial de mayor pendiente, es decir, con mayores variaciones entre patrones speckle secuenciales. Las resinas del tipo esmalte presentan la menor disminución inicial de los valores de correlación, es decir, tienen cinética de polimerización más lenta al comenzar la irradiación. También podemos destacar, que se se observa una ligera cinética entre los 40 y 45 s que no se encuentra para las categorías dentina y body. Por último, los composite body tienen un comportamiento similar al de las dentinas, aunque presentan mayor disminución inicial en los valores de la correlación que éstas.

Los resultados obtenidos muestran que el protocolo de fotopolimerización influye sobre la cinética del material como muestra el diferente comportamiento de las curvas obtenidas mediante el método DLS para cada uno de los dos protocolos empleados. Por otra parte, encontramos que los materiales con diferentes niveles de translucidez (dentina, esmalte y body) presentan también diferente cinética de fotopolimerización.

Las diferencias en el proceso de polimerización del composite encontradas pueden ser debidas, por tanto, al valor de la irradiación, pero también a las diferencias en la composición química entre las categorías del material. Es importante mencionar que la correlación está relacionada con el movimiento dentro del composite; sin embargo, también puede estar influenciada por otros factores. En particular, la correlación secuencial es una medida de los cambios en la trayectoria de los fotones a lo largo del tiempo. Por lo tanto, debido a que el modo en que se produce el cambio en la trayectoria de un fotón está determinado por la posición de las partículas de dispersión, las propiedades ópticas del material compuesto pueden dar lugar a cambios en el patrón de moteado láser y, por tanto, a las variaciones encontradas en el valor de correlación entre patrones speckle secuenciales.

Resumiendo, hay varias fórmulas para procesar imágenes de speckle. En el presente estudio, utilizamos una ecuación basada en la correlación de Pearson que permite un análisis secuencial de las imágenes obtenidas. A partir de estos valores, se obtuvo una gráfica que representa el proceso de fotopolimerización en el material. La comparación de los patrones entre distintas muestras de un mismo composite permite valorar la reproducibilidad del speckle como método para caracterizar el comportamiento de dicho material. Para ello se realizaron tres muestras por cada uno de los composites para cada protocolo de polimerización a estudiar, y se verificaron que en todos los casos las gráficas resultantes presentaban las mismas curvas.

A la vista de los resultados obtenidos podemos concluir que la técnica DLS usada, la cual utiliza luz láser y patrones de moteado o patrones speckle, puede ser un método útil para la evaluación de la cinética de fotopolimerización de los materiales dentales actuales, ya que proporciona información sobre cambios que sufre el material durante el tiempo de irradiación, distinguiendo, además, entre diferentes categorías de materiales. No obstante, sería recomendable continuar en esta novedosa línea de investigación para establecer la relación entre las variaciones de los patrones speckle durante el tiempo de irradiación y

las propiedades reológicas del material, dureza, composición química, tipo de resina compuesta, entre otras. Se podrían realizar trabajos en el futuro que dieran respuesta a cuestiones relacionadas con la caracterización física y propiedades estéticas de las actuales resinas compuestas, y el desarrollo de nuevos biomateriales con aplicación en medicina restauradora y que presenten propiedades físicas y estéticas similares a los tejidos dentales.

CAPÍTULO V.

CONCLUSIONES

1. Los valores umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad 50:50% de diferencias de translucidez para materiales dentales utilizando la fórmula CIELAB y CIEDE2000 son $TPT_{ab=}$1,33 unidades y TAT_{ab}= 4,43 unidades y TPT_{00}= 0.62 y TAT_{00}= 2.62 respectivamente. Los umbrales determinados con la fórmula de diferencia de color CIEDE2000 presentan un mejor ajuste de los datos, lo que hace recomendable su uso como referencia para el análisis de diferencias de translucidez en Odontología.

2. El color de los composites testados es diferente cuando se polimeriza a "High vs. "Low" power y las diferencias son superiores al valor umbral de perceptibilidad. Las diferencias de color son debidas fundamentalmente a diferencias en la luminosidad; los composites testados son más claros (mayor luminosidad) cuando se polimerizan a baja irradiancia. Las variaciones cromáticas en los ejes rojo-verde y azul-amarillo son material-dependientes, pero en todos los casos, de un rango no perceptible visualmente. Por ello, el dentista debe saber que las condiciones de polimerización pueden tener un efecto clínicamente relevante en el color de los composites, y, en consecuencia, influir en el éxito estético inmediato de las restauraciones.

3. La translucidez de los composites testados es diferente cuando se polimeriza a "High vs. "Low Power", aunque estas diferencias son de un rango clínicamente aceptable. Los composites testados son más opacos polimerizados a baja irradiancia.

4. En todos los composites testados, el comportamiento espectral de los coeficientes de absorción (K), *scattering (S)* y de la transmitancia (T) ha sido similar con alta y baja irradiancia. No obstante, la transmitancia de todos los composites es significativamente menor y el *scattering* significativamente mayor cuando la polimerización se realiza a baja irradiancia.

5. La técnica DLS puesta a punto y utilizada en el presente estudio, puede ser un método útil para la evaluación de la cinética de fotopolimerización de las resinas compuestas de uso en Odontología.

6. Las diferencias en el color, parámetro de translucidez y propiedades ópticas de los composites cuando son curados a alta y a baja irradiancia podrían deberse a que la cinética de polimerización de los composites es distinta de entre ambas condiciones de irradiancia, de acuerdo a los resultados obtenidos con la técnica DLS.

7. Un composite polimerizado con dos combinaciones distintas de irradiancia/tiempo de exposición puede presentar diferentes propiedades ópticas, a pesar de que la dosis de energía suministrada al material sea equivalente con ambos protocolos. Es conveniente conocer y verificar la irradiancia de la LCU-LED para conseguir resultados estéticos predecibles en las restauraciones de resina compuesta.

CAPÍTULO VI.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. Dent Mater. 2006;22(12):1130-1134.

- Aksakalli S, Demir A, Selek M, Tasdemir S. Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. Acta Odontol Scand. 2014;72(1):36-41.

- Albers H. Resins and polymerization: tooth-colored restoratives. 8th ed. Santa Rosa, CA: Alto; 1996. p. 5a1-8.

- Alghazali N, Burnside G, Moallem M, Smith P, Preston A, Jarad FD. Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. J Dent. 2012;40(SUPPL. 1):e10-e17.

- Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am J Dent. 2000;13(5 SPEC. ISS.):77D-81D.

- AlShaafi MM, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of exposure time on the polymerization of resin cement through ceramic. J Adhes Dent. 2014;16(2):129-135.

- AlShaafi MM, Harlow JE, Price HL, Rueggeberg FA, Labrie D, AlQahtani MQ, et al. Emission characteristics and effect of battery drain in "budget" curing lights. Oper Dent .2016;41(4):397-408.

- AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. Saudi Dent J. 2017;29(2):48-58.

- Amer RS, Chandrasekaran I, Johnston WM. Illuminant effect on the coverage error of a gingiva-colored composite resin shade guide. J Prosthet Dent. 2016;116(5):770-776.

- American Dental Association. ADA 2005-06 survey of dental services rendered. Chicago, IL. 2007.

- An JS, Son HH, Qadeer S, Ju SW, Ahn JS. The influence of a continuous increase in thickness of opaque-shade composite resin on masking ability and translucency. Acta Odontol Scand. 2013;71(1):120-129.

- Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier/Saunders; 2013.

- Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, et al. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. Dent Mater. 2010;26(11):1090-1097.

- Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. Dent Mater. 2009;25(12):1564-1568.

- Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. La determinación del color del diente. QuintessenzZahntech. 2004;30(7):726-40.

- Bandyopadhyay R, Gittings AS, Suh SS, Dixon PK, Durian DJ. Speckle-visibility spectroscopy: A tool to study time-varying dynamics. Rev Sci Instrum. 2005; 76(9):093110-11.

- Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. Int J Paediatr Dent. 2009;19(1):48-54.

- Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. Dent Mater. 2004;20(1):72-79.

- Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. J Am Dent Assoc. 2007;138(6):775-783.

- Berne BJ, Pecora R. Dynamic light scattering. New York: Wiley; 1976.

- Boas DA, Dunn AK. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. J Biomed Opt. 2010;15(1):011109-12.

- Bortolotto T, Prando F, Dietschi D, Krejci I. Light polymerization during cavity filling: Influence of total energy density on shrinkage and marginal adaptation. Odontology. 2014;102(2):184-188.

- Burdick JA, Lovestead TM, Anseth KS. Kinetic chain lengths in highly cross-linked networks formed by the photoinitiated polymerization of divinyl monomers: A gel permeation chromatography investigation. Biomacromolecules. 2003;4(1):149-156.

- Burtscher P. Ivocerin in comparison to camphorquinone. Ivoclar Vivadent Report, No. 19, July, 2013. p. 11-5. 57.

- Campbell PM, O'brien WJ, Johnston WM. Light Scattering and Gloss of an Experimental Quartz-filled Composite. J Dent Res. 1986;65(6):892-894.

- Caneppele TM, Borges AB, Torres CR. Effects of dental bleaching on the color, translucency and fluorescence properties of enamel and dentin. Eur J Esthet Dent. 2013;8(2):200-212.

- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. Biomaterials. 1991;12(8):737-740.

- Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. J Prosthet Dent. 2011;105(2):83-90.

- Chen RS, Liuïw CC, Tseng WY, Hong CY, Hsieh CC, Jeng JH. The effect of curing light intensity on the cytotoxicity of a dentin-bonding agent. Oper Dent. 2001;26(5):505-510.

- Chen YC, Ferracane JL, Prahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. Dent Mater. 2007;23(6):655-664.

- Cheong WF, Prahl SA, Welch AJ. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues. IEEE J Quantum Electron. 1990;26(12):2166-2185.

- Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Lim YJ. Changes in color and translucency of porcelain-repairing resin composites after thermocycling. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater. 2006;78(1):1-6.

- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010;38(SUPPL. 2):e2-e16.

- Commission Internationale de l'Eclairage. CIE Technical Report: Colorimetry. CIE Pub No. 15.3. Vienna, Austria: CIE Central Bureau; 2004.

- Corciolani G, Vichi A, Davidson CL, Ferrari M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. Oper Dent. 2008;33(3):325-331.

- Craig RG, Powers JM. Craig´s Dental Materials. 11a ed. Estados Unidos: Elsevier; 2001. p:43-47.

- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. J Dent Res. 2011;90(4):402-416.

- Crisp S, Abel G, Wilson AD. The Quantitative Measurement of the Opacity of Aesthetic Dental Filling Materials. J Dent Res. 1979;58(6):1585-1596.

- Darabi F, Radafshar G, Tavangar M, Davaloo R, Khosravian A, Mirfarhadi N. Translucency and masking ability of various composite resins at different thicknesses. J Dent. 2014;15(3):117-122.

- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, et al. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. J Prosthet Dent. 2008;99(5):361-8.

- Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. Dent Mater. 2018;34(10):1531-1541.

- De Carvalho RV, Fernandez MR, Poli-Frederico RC, Guiraldo RD, Lopes MB, Berger SB, et al. Influence of different photo-activation distances on cytotoxicity of a dental adhesive model resin. Minerva Stomatol 2013;62(6):199–205.

- Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. J Dent. 2014;42(9):1202-1209.

- Dietschi D, Ardu S, Krejci I. A new shading concept based on natural tooth color applied to direct composite restorations. Quintessence Int. 2006;37(2):91–102.

- Duncan DD, Kirkpatrick SJ, Wang RK. Statistics of local speckle contrast. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 2008;25(1):9-15.

- Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. Dent Mater. 2012;28(11):1146–53.

- Emami, N, Sjodahl M, Soderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. Dent Mater. 2005;21(8):721–730.

- Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. J Am Dent Assoc. 2002;133(4):429–434.

- Felix CA, Price RB. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. J Adhes Dent. 2003;5(4):283–91.

- Feng L, Suh BI. Exposure reciprocity law in photopolymerization of multi-functional acrylates and methacrylates. Macromol Chem Phys 2007;208:295-306.

- Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. J Dent Res. 1984;63:1093–5.

- Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for Light activated dental composite resins. Dent Mater. 1986;2(2):80-84.

- Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. Dent Mater. 1992;8(5):290-295.

- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res. 1997;76(8):1508-1516.

- Ferracane J, Watts DC, Barghi N, Ernst CP, Rueggeberg FA, Shortall A, Price RB, Strassler HE. Effective use of dental curing lights: a guide for the dental practitioner. ADA Professional Products Rev. 2013;8(2):2-12.

- Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Accorinte M, Meier MM, Loguercio AD, et al. Improvement of exposure times:effects on adhesive properties and resin-dentin bondstrengths of etch-and-rinse adhesives. J Adhes Dent. 2011;13(3):235-41.

- Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva GF. Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins: COMMENTARY. J Esthet Restor Dent. 2015;27(4):232–3.

- García Alonso A. Estudio de la reflectancia espectral y modelos de predicción de color en mosaicos vítreos. Trabajo Fin de Grado para acceder al GRADO EN FÍSICA. Universidad de Cantabria. Julio, 2016.

- Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. J Dent. 2010;38(SUPPL 2):e57-64.

- Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T,Froes-Salgado N, et al. Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and thermalvariation at the pulpal floor of cavities: an infrared thermographic analysis. Oper Dent. 2013;38(3):324–33.

- Gómez-Polo C, Portillo Muñoz A, Lorenzo-Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of two color-difference formulas using the Bland-Altman approach based on natural tooth color space. J Prosthet Dent. 2016;115(4):482-8. **a**

- Gómez-Polo C, Portillo Muñoz A, Lorenzo-Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. J Prosthet Dent. 2016;115(1): 65-70. **b**

- Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. J Dent. 2011;39(8):549–57.

- Hammouda IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. J Mech Behav Biomed Mater. 2010;3(2):216–22.

- Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. J Prosthet Dent. 2000;83(4):418-23.

- Heffernan MJ, Aquilino SA, Díaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. J Prosthet Dent. 2002;88(1):4-9.

- Herrera LJ, Pulgar R, Santana J, Cardona JC, Guillén A, Rojas I, et al. Prediction of color change after tooth bleaching using fuzzy logic for Vita Classical shades identification. Appl Opt. 2010;49(3):422–9.

- Hita E. El mundo del color desde lo perceptivo y artístico a lo científico. Granada: Editorial de la Universidad de Granada. 2001.

- Hirata R. ¿Cuáles son los aspectos fundamentales del color?. En: Hirata R.Tips: Claves en odontología estética.1a ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana. 2012;p:141.

- International Organization for Standardization. ISO 10526. CIE standard illuminant for colorimetry, ISO 10526:1999(E), CIE S 005-1998.

- International Organization for Standardization. ISO/TR 28642:2016. Technical Report(E): Dentistry - Guidance on colour measurements, ISO, Geneva, 2016.

- Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. J Dent. 2009; 37(SUPPL 1):e57-63.

- Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dent Mater. 2013;29(6):605–617.

- Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont. 1995;8(1):79-86.

- Johnston WM. Review of translucency determinations and applications to dental materials. J Esthet Restor Dent. 2014;26(4): 217-23.

- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004;32(SUPPL 1):S3-S12.

- Jordan R.E. Composites en Odontología Estética. 1a ed. Barcelona. Masson. 1994.

- Kawaragi C, Ishikawa S, Miyoshi F, Furukawa K, Ishibashi K. Evaluations by dentists and patients concerning the color of porcelain fused-to-metal restorations. Dent J Iwate Med Univ. 1990;15:9–17.

- Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. J Dent. 2014;42(6):637-44. **a**

- Khashayar G1, Dozic A2, Kleverlaan CJ2, Feilzer AJ2, Roeters J2. The influence of varying layer thicknesses on the color predictability of two different composite layering concepts. Dent Mater. 2014 May;30(5):493-8. **b**

- Kijima S, Henzan H, Niu ZY, Nakaura K, Kohchi T, Ishihara S, et al. Study of estimation of color recognition on the dentist on the ability of subjects to discriminate color in terms of hue, value and chroma. Meikai Daigaku Shigaku Zasshi. 1990;19(3):377-382.

- Kim SH, Lee YK, Lim BS. Influence of porcine liver esterase on the color of dental resin composites by CIEDE2000 system. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;72(2):276-83.

- Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. Dent Mater. 2005; 21(1):21-26.

- Knezevic A, Zeljezic D, Kopjar N, Tarle Z. Cytotoxicity of composite materials polymerized with LED curing units. Oper Dent. 2008;33(1):23-30.

- Konerding KL, Heyder M, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, Watts DC, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). Dent Mater. 2016;32(5):676-86.

- Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. Am J Dent. 2008;21(3)135-142.

- Kubelka P, Munk F. A contribution to the optics paint. J of Tech Physic. 1931;12:593-601.

- Kubelka P. New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. Part I. J Op Soc Am. 1964;44:330-5.

- Lee YK, Powers JM. Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. Am J Dent. 2001;14(6):349-54.

- Lee YK, Powers JM. Calculation of colour resulting from composite/compomer layering techniques. J Oral Rehabil. 2004;31(11):1102-1108.

- Lee SH, Lee YK, Lim BS. Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. J Mater Sci Mater Med. 2004;15(11): 1221-6. **a**

- Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM. Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004;15;71(1):16-21. **b**

- Lee YK. Comparison of CIELAB DeltaE(*) and CIEDE2000 color differences after polymerization and thermo-cycling of resin composites. Dent Mater. 2005;21(7):678-82.

- Lee YK, Kim SH, Powers JM. Changes in translucency of resin composites after storage in salivary esterase. J Esthet Restor Dent. 2005;17(5):293-9. **a**

- Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC, Powers JM. Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. Oper Dent. 2005;30(4):436-42. **b**

- Lee YK, Lu H, Powers JM. Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging. Am J Dent. 2006;19(3):155-8.

- Lee YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. Dent Mater. 2007;23(1):124-31. **a**

- Lee YK. Changes in the translucency of porcelain and repairing resin composite by the illumination. Dent Mater. 2007;23(4):492-497.**b**

- Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. Dent Mater. 2008;24(9):1243-7.

- Lee SH, Lee YK. Effect of thermocycling on optical parameters of resin composites by the brand and shade. Am J Dent. 2008;21(6):361-7.

- Lee YK. Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. Restor Dent Endod. 2016;41(3):159-66.

- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microfilled composite. Oper Dent. 2001;26:176-180.

- Leow ME, Ow RK, Lee MH, Huak CY, Pho RW. Assessment of colour differences in silicone hand and digit prostheses: perceptible and acceptable thresholds for fair and dark skin shades. Prosthet Orthot Int. 2006;30(1):5-16.

- Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. Oper Dent. 2010;35(2):220-30.

- Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J,Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dent Mater. 2011;27(2):157-64.

- Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. Dent Mater. 2013;29(2):139-156.

- Li Q, Xu BT, Li R, Wang YN. Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. J Dent. 2010;38(SUPPL 2):e117-122.

- Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. J Prosthet Dent. 2010;104(4):239-246.

- Lindsey DT, Wee AG. Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. J Dent. 2007;35(7):593-9.

- Lindsey DT, Wee AG. Assessing tooth color differences in digital facial portraits. J Dent Res. 2010;89(11):1254-8.

- Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Díaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F. Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. J Prosthodont. 2010;19(3):187-93.

- Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. J Prosthet Dent. 1973;29(4):358-382.

- Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 color-difference formula: CIEDE2000. Color Res Appl. 2001;26:340-50.

- Magne P, So WS. Optical integration of incisoproximal restorations using the natural layering concept. Quintessence Int. 2008;39(8):633-643.

- Mazur M, Westland S, Guerra F, Corridore D, Vichi M,Maruotti A, et al. Objective and subjective aesthetic performance of icon® treatment for enamel hypomineralization lesions in young adolescents: A retrospective single center study. J Dent. 2018; 68(1):104-8.

- Mikhail SS, Azer SS, Johnston WM. Accuracy of Kubelka-Munk reflectance theory for dental resin composite material. Dent Mater. 2012;28(7):729-35.

- Mikhail SS, Schricker SR, Azer SS, Brantley WA, Johnston WM. Optical characteristics of contemporary dental composite resin materials. J Dent. 2013;41(9):771-8.

- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999;186(8):388-391.

- Mjör IA. Clinical diagnosis of recurrent caries. J Am Dent Assoc. 2005;136(10):1426-33.

- Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. J Dent Res. 1981;60(5):890-4.

- Miyazaki M, Oshida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. Dent Mater. 1996;12(6):328-332.

- Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. Dent Mater. 2008;24(7):901-7.

- Mourouzis P, Koulaouzidou E, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. Color match of resin composites to intact tooth structure. J Appl Biomater Funct Mater. 2015;13(3):e259-65.

- Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. J Prosthet Dent. 1981;46(2),167-170.

- Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. J Dent. 2012;40(SUPPL 2):e77-82.

- Nakamura T, Tanaka H, Kawamura Y, Wakabayashi K. Translucency of glass-fibre-reinforced composite materials. J Oral Rehabil. 2004;31(8):817-21.

- Neumann MG, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent. 2005;33(6):525-32.

- Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. Dent Mater. 2005;21(3):217-23.

- Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effects of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. Dent Mater J. 1994;13(2):198-205.

- Oberholzer TG, Makofane ME, du Preez IC, George R. Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2012;20(2):50-5.

- Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. J Adhes Dent. 2007;9(5):469-75.

- Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyasaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. Acta Odontol Scand. 2012;70(5):362-7.

- Overton JD, Sullivan DJ. Early failure of Class II resin composite versus Class II amalgam restorations placed by dental students. J Dent Educ. 2012;76(3):338-40.

- Paffenbarger GC, Judd DB. Optical specifications of light-scattering materials, RP 1026. J Res Nat Bur Stand. 1937;19:314-6.

- Palin WM, Hadis MA, Leprince JG, Leloup G, Boland L, Fleming GJ, Krastl G, Watts DC. Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composites with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater. 2014;30(5):507-516.

- Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. J Esthet Restor Dent. 2002;14(3):158-66.

- Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. Houston: Elsevier Mosby; 2004.

- Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites. J Esthet Restor Dent. 2004;16(2):117-26.

- Paravina RD, Kimura M, Powers JM. Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. Odontology. 2005;93(1):46-51.

- Paravina RD. Critical appraisal. Color in dentistry: match me, match me not. J Esthet Restor Dent. 2009;21(2):133-9.

- Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. J Esthet Restor Dent. 2015;27(SUPPL 1):S1-9.

- Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona JL, Paravina RD, Pérez MM. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. J Dent. 2012;40(SUPPL 2):e34-40.

- Pecho OE, GhineaR, Ionescu AM, Cardona JC, Della Bona A, Pérez M del M. Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka-Munk theory. Dent Mater. 2015;31(1):60-67.

- Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. Dent Mater .2016;32(1):82-9.

- Pecho OE, Ghinea R, Perez MM, Della Bona A. Influence of gender on visual shade matching in dentistry. J Esthet Restor Dent. 2017;29(2):E15-23.

- Pérez MM, Saleh A, Yebra A, Pulgar R. Study of the variation between CIELAB delta E* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. Dent Mater J. 2007;26(1):21-8.

- Pérez Mdel M, Pérez-Ocón F, Lucena-Martín C, Pulgar R. Stability and reproducibility of radiometric properties of light curing units (LCUs). Part I: (QTH LCUs. Dent Mater J. 2008;27(2):284-91. **a**

- Pérez Mdel M, Pérez-Ocón F, Lucena-Martín C, Pulgar R. Stability and reproducibility of radiometric properties of light curing units (LCUs).Part II: LED LCUs. Dent Mater J. 2008;27(2):292-9. **b**

- Pérez MM, Saleh A, Pulgar R, Paravina RD. Light polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites. Am J Dent. 2009;22(2):97-101.

- Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. J Dent. 2010;38(SUPPL 2):e110-6.

- Pérez MM, Ghinea R, Herrera LJ, Iionescu AM, Pomares H, Pulgar RD, et al. Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. J Dent. 201;39(SUPPL 3):e37-44.

- Pérez MM, Hita-Iglesias C, Ghinea R, Yebra A, Pecho OE, Ionescu AM, et al. Optical properties of supra-nano sphericalfilled resin composites compared to nanofilled, nano-hybridand micro-hybrid composites. Dent Mater J. 2016;35(3):353–9.

- Pérez MM, Pecho OE, Ghinea R, Pulgar R, Della Bona A. Recent advances in color and whiteness evaluations in Dentistry. Current Dentistry. 2018 (Publicación On-Line en vía de publicación). DOI:10.2174/2542579X01666180719125137. **a**

- Pérez MM, Ghinea R, Herrera LJ, Carrillo F, Ionescu AM, Paravina RD. Color difference thresholds for computer-simulated human Gingiva. J Esthet Restor Dent. 2018;30(2):E24-E30. **b**

- Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. J Dent Res. 2005;84(7):659–62.

- Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater. 1992;8(5):299-304.

- Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ Jr. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int. 1993;24(7):517-521.

- Pop-Ciutrila IS, Ghinea R, Pérez MM, Colosi HA, Dudea D, Badea M. Dentine scattering, absorption, transmittance and light reflectivity in human incisors, canines and molars. J Dent. 2015,43(9):116-1124.

- Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. JEsthet Dent. 2000;12(6):320-7.

- Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. J Adhes Dent. 2003;5(3):193-207.

- Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. J Esthet Restor Dent. 2010;22(6):363-377.

- Price RB, Whalen JM, Price TB, Felix CM, Fahey J. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. Dent Mater. 2011;27(10):983-989.

- Price RB, Labrie D, Kazmi S, Fahey J, Felix CM. Intra- and inter-brand accuracy of four dental radiometers. Clin Oral Investig. 2012;16(3):707-17.

- Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I,Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. Dent Mater. 2014;30(12):1345–1357. **a**

- Price RB, Shortall AC, Palin WM. Contemporary issues in light curing. Oper Dent. 2014;39(1):4-14. **b**

- Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: a review of what we need to know. J Dent Res. 2015;94(9):1179-86.

- Price RBT. Light Curing in Dentistry. Dent Clin North Am. 2017;61:751-778.

- Ragain JC, Johnston WM. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. Color Res Appl. 2000;25(4):278-85.

- Rasines Alcaraz MG, Veitz-Keenan A, Sahrmann P, Schmidlin PR, Davis D, Iheozor-Ejiofor Z. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. Cochrane Database Syst Rev. 2014;2014(3):CD005620.

- Rodgers JL, Nicewander WA. Thirteen ways to look at the correlation coefficient. Am Stat.1988;42(1):59-66.

- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW, Davis HC. Factors affecting cure at depths within lightactivated resin composites. Am J Dent. 1993;6(2):91-95.

- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent. 1994;19(1):26-32.

- Rueggeberg FA, Cole MA, Looney SW, Vickers A, Swift EJ. Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units. J Esthet Restor Dent. 2009;21(1):43-61.

- Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring–a review. Dent Mater. 2011;27(1):39-52.

- Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. Braz Oral Res. 2017;31(SUPPL 1):e61.

- Ruppertsberg AI, Bloj M, Hurlbert A. Sensitivity to luminance and chromaticity gradients in a complex scene. J Vis. 2008;8(9):3.1–16.

- Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. J Dent. 1998;26(8):695-700.

- Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez M.M. Translucency thresholds in dentals materials. Dent Mater. 2018;34(8):1168-1174.

- Saleh A. Influencia de la fuente de fotoactivación, y del espesor sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites. Tesis Doctoral. Universidad de Granada; 2007.

- Salgado VE, Cavalcante LM, Siikas N, Schneider LF. The influence of nanoscale inorganic content over optical and surface properties of model composites. J Dent. 2013;41(SUPPL 5):e45-53.

- Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. Open Dent J. 2008;2:137-141.

- Sato T, Miyazaki M, Rikuta A, Kobayashi K. Application of the laser speckle-correlation method for determining the shrinkage vector of a light-cured resin. Dent Mater J. 2004; 23(3):284-290.

- Schmeling M, DE Andrada MA, Maia HP, DE Araújo EM. Translucency of value resin composites used to replace enamel in stratified composite restoration techniques. J Esthet Restor Dent. 2012;24(1):53-8.

- Schroeder WF, Vallo CI. Effect of different photoinitiator systems on conversion profiles of a model unfilled light-cured resin. Dent Mater. 2007;23(10):1313-21.

- Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. J Dent Res. 1989;68(2):1760-4.

- Sékine M et al. Translucent effects of porcelain jacket crowns. 1: Study of translucent layer pattern in natural teeth. Shika Giko. 1975; 3:49.

- Selig D, Haenel T, Hausnerová B, Moeginger B, Labrie D, Sullivan B, Price B. Examining exposure reciprocity in resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. Dent Mater. 2015;31(5):583-93.

- Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. Color Res Appl 2005;30:21–30.

- Shimizu Y, Tsujimoto A, Furuichi T, Suzuki T, Tsubota K, Miyazaki M, Platt JA. Influence of light intensity on surface free energy and dentin bond strength of core build-up resins. Oper Dent. 2015;40(1):87–95.

- Shimokawa CA, Turbino ML, Harlow JE, Price HL, Price RB. Light output from six battery operated dental curing lights. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2016; 69:1036–42.

- Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, Van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. Dent Mater. 2011;27(2):165-172.

- Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives–influence of shade and opacity. J Oral Rehabil. 1995;22(5),337-342.

- Shortall A, El-Mahy W, Stewardson D, Addison O, Palin W. Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure. J Dent . 2013;41(5):455-463.

- Sigusch BW, Pflaum T, Volpel A, Gretsch K, Hoy S, Watts DC,et al. Resin-composite cytotoxicity varies with shade and irradiance. Dent Mater. 2012;28(3):312-9.

- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dent Mater. 2000;16(4):292-296.

- Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. Dent Mater. 2013;29(6):702-7.

- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. J Prosthet Dent. 1973;29(5):556-566.

- Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. Dent Mater. 2001;17(1):71-9.

- Star WM, Marijnissen JPA, Van Gemert MJC. Light dosimetry in optical phantoms and in tissues: I. Multiple flux and transport theory. Phys Med Biol. 1988;33(4):437-54.

- Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zirconia core material. J Prosthet Dent. 2011;105(5):304-307.

- Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JW, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. J Dent. 2009;37(9):673-8.

- Swift EJ Jr, Hammel SA, Lund PS. Colorimetric evaluation of vita shade resin composites. Int J Prosthodont. 1994;7,356-361.

- Takagi T, Sugeno M. Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control. IEEE Trans Syst ManCybern. 1985;SMC-15:116-32.

- Taubock TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. Eur J Oral Sci. 2014;122(4):293-302.

- Uno S, Tanaka T, Natsuizaka A, Abo T. Effect of slow-curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. Dent Mater. 2003;19(2):147-152.

- Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent. 1995;23(3):183-9.

- Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. Dent Mater. 2004;20(1):96-106.

- Vandewalle KS, Swift EJ Jr. Estimated light exposure time for composite resin restorative material. J Esthet Restor Dent. 2011;23(4): 201-204.

- Venhoven BA, De Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. Biomater. 1996; 17(24): 2313 -2318.

- Volpato CAM, Fredel MC, Philippi AG, Petter CO. Ceramic materials and color in dentistry. Published by InTech. 2011:155-175.

- Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. J Prosthet Dent. 2007;98(2):101-9.

- Wells-Gray EM, Kirkpatrick SJ, Sakaguchi RL. A dynamic light scattering approach for monitoring dental composite curing kinetics. Dent Mater. 2010;26(7):634-64.

- Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. Dent Mater. 2014;30(6):605-12.

- Westland S. Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. J Esthet Restor Dent. 2003;15(SUPPL 1):S5-S12.

- Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. J Esthet Restor Dent. 2006;18(1):19-27.

- Xu BT, Zhang B, Kang Y, Wang YN, Li Q. Applicability of CIELAB/CIEDE2000 formula in visual color assessments of metal ceramic restorations. J Dent. 2012;40(SUPPL 1):e3-9.

- Yamamoto A, Miyazaki M, Rikuta A, Kurokawa H, Takamizawa T. Comparison of two methods for measuring the polymerization characteristics of flowable resin composites. Dent Mater. 2007;23(7):792-798.

- Yap AU, Wong NY, Siow KS. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. Oper Dent. 2003;28(4):357-364.

- Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 2002;29(12):1165-1173.

- Yu B, Lee YK. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. J Dent. 2008;36(10):840-6. **a**

- Yu B, Lee YK. Translucency of varied brand and shade of resin composites. Am J Dent. 2008;21(4):229-32. **b**

- Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. Dent Mater. 2008;24(9):1236-42. **c**

- Yu B, Ahn JS, Lim JI, Lee YK. Influence of TiO2 nanoparticles on the optical properties of resin composites. Dent Mater. 2009;25(9):1142-7. **a**

- Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. Acta Odontol Scand. 2009; 67(1):57-64. **b**

- Zelanski P, Fisher MP. Elementos Básicos del Color. Color. Madrid: H. Blume 2001. p.13-21.

Producción Científica

Derivada de la Tesis Doctoral

A continuación, se citan las publicaciones científicas y demás divulgaciones derivadas de los resultados obtenidos en este trabajo:

Publicaciones

- **Salas M**, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez M.M. Translucency thresholds in dentals materials. Dent Mater. 2018;34(8):1168-1174.

- **Salas M**, Yebra A, Pozo AM, Lucena C, Pérez MM. Study of photo activation reaction of experimental graphene dental nanocomposites through dynamic laser speckle. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering; 2017. doi: 10.1117/12.2272419

- Pérez MM, **Salas M**, Moldovan M, Dudea D, Yebra A, Ghinea R. Scattering, absorption and transmittance of experimental graphene dental nanocomposites. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering; 2017. doi: 10.1117/12.2272028

Participaciones en congresos

- Pérez MM, **Salas M**, Herrera LJ, Pulgar R, Yebra A, Ghinea R, Lucena C. Translucency Thresholds in Dental Resin Composites: Preliminary Results. International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (IWBBIO). 20-22 de Abril, 2016. Granada, España. (Póster)

- **Salas M**, Pozo AM, Pérez MM, Pulgar R, Lucena C. Caracterización de la polimerización de los composites mediante patrones de moteado láser. XXI Congreso Nacional y VIII Internacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora (SEOC). 19-21 de Mayo, 2016. Granada, España. (Comunicación Oral)

- **Salas M**, Yebra A, Pozo AM, Lucena C, Pérez MM. Study of photo activation reaction of experimental graphene dental nanocomposites through dynamic laser speckle. Third International Conference on Applications of Optics and Photonics. 8-12 de Mayo, 2017. Faro, Portugal. (Póster)

- Pérez MM, **Salas M**, Moldovan M, Dudea D, Yebra A, Ghinea R. Scattering, absorption and transmittance of experimental graphene dental nanocomposites. Third International Conference on Applications of Optics and Photonics. 8-12 de Mayo, 2017. Faro, Portugal. (Comunicación Oral).

- **Salas M**, Pérez MM, Yebra A, Rivas MJ , Lucena C. Efecto de dos protocolos de fotopolimerización sobre la translucidez de varios composites dentales. II Jornadas de Investigadores en Formación Fomentando la Interdisciplinariedad. 17-19 de Mayo, 2017. Granada, España. (Comunicación Oral).

Anexos

Anexo 2. Consentimiento Informado.

CONSENTIMIENTO INFORMADO DEL PARTICIPANTE
(EN SU CASO, PADRE/MADRE/TUTOR)

(Los artículos se refieren a la Ley de Investigación Biomédica, BOE 4 de julio de 2007)
D./Dña ……
con D.N.I. nº…… y fecha de nacimiento ……/……/……..

Declaro que:
1. He leído (o me han leído) la hoja de información al paciente del proyecto de tesis doctoral

"UMBRALES DE DISCRIMINACIÓN DE TRANSLUCIDEZ EN RESINAS COMPUESTAS DENTALES. APLICACIÓN PRÁCTICA EN LOS CAMBIOS DE TRANSLUCIDEZ INDUCIDOS POR DIFERENTES PROTOCOLOS DE POLIMERIZACIÓN."

2. He comprendido la investigación que se va a realizar con mi participación y he tenido la oportunidad de resolver cualquier duda al respecto.

3. Así mismo, se me ha informado de que:
· Se hace constar que el participante manifiesta expresamente decir la verdad en sus respuestas para garantizar los datos reales sobre su estado físico o salud o los que se le solicitan (art. 23.1. L.I.B.).
· Tengo derecho a no otorgar mi consentimiento a participar y a revocarlo en cualquier momento del estudio (art. 4.3. L.I.B.).
· La falta de consentimiento a iniciar el estudio o su revocación una vez iniciado no me supondrá perjuicio alguno (en cualquier otro derecho) o discriminación (art. 4.4 y 6. L.I.B.).
· Seré informado, si así lo deseo, de los datos que se obtengan durante la investigación (art. 4.5 y 27.2. L.I.B.) y de la forma de obtener dicha información (art. 15.2. L.I.B.).
· Tengo derecho a decidir que no se me comuniquen los datos de la investigación (con las excepciones legales pertinentes) (art. 4.5. L.I.B.).
· Los datos que se obtengan con mi participación en la investigación son anónimos y si al publicarlos hay que mencionar mi nombre será precisa mi autorización (art. 15.2. L.I.B).

(Los datos recogidos en esta investigación serán anónimos y su uso se regirá por lo recogido en la legislación vigente en relación a la Protección de Datos de Carácter Personal. Los datos personales del participante serán tratados conforme a los términos establecidos en la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal, pudiendo ejecutar en cualquier momento los derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición, poniéndose en contacto con el investigador principal según los datos incluidos en el documento de información al participante).

4. Acepto participar de forma voluntaria en el proyecto arriba mencionado.

Firma del participante **Lugar y fecha**

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN AL PARTICIPANTE
(EN SU CASO, PADRE/MADRE/TUTOR)

(Los artículos se refieren a la Ley de Investigación Biomédica, BOE 4 de julio de 2007)

A) DATOS OBLIGATORIOS

1. Datos del investigador responsable del proyecto (art. 15.2. L.I.B.).
1.1. Nombre y apellidos: Cristina Lucena Martín
1.2. D.N.I: 24176235S
1.3. Centro, teléfono, correo electrónico: Departamento de Estomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Granada. Tfno: email: clucena@ugr.es

2. Datos sobre el proyecto (art. 15.2. L.I.B.).

2.1. Título y fuente de financiación del proyecto.

La Investigación será desarrollada dentro del marco del Proyecto MAT2013-43946R financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad y por el Fondo Europeo de Desarrollo Regional FEDER.

2.2. Naturaleza, importancia y beneficios que se esperan en el proyecto.

El propósito de la investigación es la determinación de umbrales de discriminación de translucidez de resinas compuestas. Para ello, los observadores voluntarios realizarán la comparación visual de 50 pares de discos de resina compuesta del mismo espesor, pero con un amplio rango de diferencias de translucidez entre ellos, debiendo indicar aquellos pares que, a su juicio, son diferentes en cuanto a translucidez. Las diferencias de translucidez entre cada pareja de discos de composite serán conocidas por los investigadores del proyecto, puesto que serán determinadas instrumentalmente con anterioridad a la experiencia psicofísica. Los datos obtenidos se procesarán matemáticamente para obtener la diferencia de translucidez mínima que es percibida por el 50% de los observadores, es decir, el umbral de perceptibilidad de la translucidez.

El experimento, por tanto, permitirá dotar de significado clínico a los valores de diferencias de translucidez medidos instrumentalmente, a lo que a su vez, será una referencia de gran interés durante el proceso clínico de selección de las resinas compuestas. Todo ello redundará en resultados estéticos óptimos durante los procedimientos restauradores dentales realizados con resinas compuestas.

2.3. Las implicaciones y riesgos, si los hubiese, de la investigación que se pretende realizar:

Los participantes en el proyecto no serán receptor de ningún tratamiento, solo realizarán una valoración visual, por lo que no hay posibilidad de que aparezcan efectos indeseables o secundarios.

2.4. Uso potencial de los resultados de la investigación en el futuro, incluido el comercial:

Establecer valores de referencia sobre diferencias de translucidez perceptible y en su caso aceptables o no en las resinas compuestas. Estos datos de referencia pueden ser aplicados para el desarrollo y selección de materiales que permitan realizar restauraciones dentales biomiméticas.

3. Medidas para asegurar una compensación adecuada si sufre algún daño o molestia causada por la investigación (art. 15.2 y art. 18. L.I.B):

No se establecen medidas compensatorias, dado que los voluntarios se limitarán a participar en un test de discriminación visual de translucidez.

B) OTROS DATOS (incluya cualquier otra información que considere necesaria para la correcta información del participante).