

UNIVERSIDAD DE GRANADA

FACULTAD DE CIENCIAS



DEPARTAMENTO DE ÓPTICA

*INFLUENCIA DE LA FUENTE DE
FOTOACTIVACIÓN, Y DEL
ESPESOR SOBRE LA VARIACIÓN
DEL COLOR Y LA TRANSLUCIDEZ
DE NUEVOS COMPOSITOS*

*Memoria de Doctor
Arafa Saleh
GRANADA, Noviembre Del 2006*

Los directores del trabajo autorizan con su firma la presentación de la presente Tesis Doctoral para su defensa y mantenimiento

Fdo. D^a. María del Mar Pérez Gómez.

Catedrático de Escuela Universitaria.
Área de óptica. Universidad de Granada.

Fdo. D^a. Rosa María Pulgar Encinas.

Profesora Titular de la Facultad de Odontología.
Área de Patología y Terapéutica Dental.
Universidad de Granada.

Fdo. D. Adel Asselman.

Profesor Titular de la Facultad de Ciencias.
Área de óptica. Universidad Abdelmalek Essaadi.

A Amani
A nuestra hija: Amany

*Este trabajo está dedicado...
A Dios, por cada día de vida que me permite disfrutar.*

*A mí querida madre FATOMA, toda una vida de trabajo y esfuerzo para
que sus hijos tengan lo que ella no tuvo.*

*A mí querido padre MOHAMED, porque me enseñaste sobre todas las
cosas el respeto a las personas.*

*A AMANI mi mujer, porque es maravillosa,
por sus palabras de aliento y constantes muestras de cariño.*

*A mi hermana AÏCHA, quien sacrificó tiempo y estudio por
el bien de sus hermanos.*

*A mi hermano ABDELAZIZ, si hoy puedo escribir estas líneas es gracias
a tu gran ayuda durante mis años de estudio.*

*A mis hermanos MOHAMED y ACHRAF, por su apoyo incondicional
para conmigo. Estoy seguro que la vida les volverá a sonreír.*

Agradecimientos

De bien nacido es ser agradecido...

En primer lugar, y no es casual hacerlo en primer lugar, quiero mostrar mi más sincero agradecimiento a mi directora. M^a Del Mar Pérez Gómez, ella está haciendo posible que cumpla mi sueño de dedicarme a la investigación. Además de sus cualidades científicas y humanas, y su increíble capacidad de trabajo, ha hecho siempre todo lo posible y a veces lo imposible para satisfacer mis metas y objetivos científicos. Muchas gracias.

Agradezco sincera y profundamente la ayuda recibida de D^a. Rosa María Pulgar Encinas, co-directora de esta tesis, por sus consejos los cuales estarán presentes en todas mis actuaciones futuras.

Estoy agradecido igualmente a D. Adel Asselman, co-director de esta tesis, quien además de su asesoramiento científico me brindó su apoyo y amistad en momentos difíciles.

Agradezco a mi compañero D. Juan de la Cruz Cardona Pérez, por su paciencia y dedicación en la realización del análisis estadístico de esta investigación.

Agradezco al Departamento de Óptica de la Universidad de Granada, por ofrecer sus instalaciones y permitir utilizar todo el equipamiento e instrumental necesario para la realización de este trabajo.

Mi familia se merece algo más que unas líneas, pero como no hay otra manera de demostrar cuanto han hecho por mí desde siempre, me acojo a la fórmula estipulada aquí y les doy mi agradecimiento más profundo.

Índice

<i>I. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....</i>	<i>1</i>
<i>II. COMPOSITES DENTALES.....</i>	<i>7</i>
<i>II.1. Concepto. Composición química.....</i>	<i>10</i>
<i>II.1.1. Matriz orgánica.....</i>	<i>10.</i>
<i>II.1.2. Relleno inorgánico.....</i>	<i>12</i>
<i>II.1.3. Fase de enlace.....</i>	<i>13</i>
<i>II.1.4. Otros componentes.....</i>	<i>13</i>
<i>II.2. Clasificación de las resinas compuestas.....</i>	<i>14</i>
<i>II.2.1. Composites de macrorrelleno.....</i>	<i>14</i>
<i>II.2.2. Composites de microrrelleno.....</i>	<i>15</i>
<i>II.2.3. Composites híbridos.....</i>	<i>15</i>
<i>II.3. Reacción de polimerización.....</i>	<i>16</i>
<i>II.3.1. Concepto.....</i>	<i>16</i>
<i>II.3.2. Fases de la reacción de polimerización.....</i>	<i>16</i>
<i>II.3.2.1. Fase de activación.....</i>	<i>16</i>
<i>II.3.2.2.Fase de iniciación o de inducción.....</i>	<i>17</i>
<i>II.3.2.2. Fase de propagación.....</i>	<i>17</i>
<i>II.3.2.4. Fase de terminación.....</i>	<i>17</i>
<i>II.3.3. Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de Conversión (GC).....</i>	<i>18</i>
<i>II.4. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización. Las fuentes de luz.....</i>	<i>19</i>
<i>II.4.1. Factores que dependen del material.....</i>	<i>19</i>
<i>II.4.2. Factores que dependen de la fuente de luz.....</i>	<i>20</i>
<i>II.4.3. Las fuentes de luz.....</i>	<i>23</i>
<i>II.5. Propiedades ópticas de los composites.....</i>	<i>26</i>
<i>II.6. Estabilidad cromática de las resinas compuestas.....</i>	<i>28</i>

III. COLOR EN ODONTOLOGIA.....	31
III.1. <i>Propiedades ópticas de los dientes.....</i>	34
III.2. <i>Espacio cromático dental.....</i>	37
III.3. <i>Color de los composites dentales.....</i>	41
III.4. <i>Medición del color en Odontología.....</i>	44
III.4.1. <i>Medición del color mediante guías.....</i>	44
III.4.2. <i>Medición del color mediante sistemas instrumentales.....</i>	48
III.4.2.1. <i>Colorímetros.....</i>	48
III.4.2.2. <i>Espectrofotómetros.....</i>	49
III.4.2.3. <i>Sistemas de análisis digital.....</i>	49
III.4.2.4. <i>Sistemas híbridos.....</i>	50
IV. MATERIAL & METODO.....	53
IV.1. <i>Materiales Dentales.....</i>	56
IV.1.1. <i>Portamuestras.....</i>	59
IV.1.2. <i>Material para la manipulación de las muestras.....</i>	60
IV.1.3. <i>Saliva artificial.....</i>	60
IV.1.4. <i>Lámparas de fotopolimerización.....</i>	60
IV.2. <i>Dispositivo de medida.....</i>	63
IV.2.1. <i>Cabina de iluminación.....</i>	63
IV.2.2. <i>Espectroradiómetro.....</i>	64
IV.3. <i>Método experimental.....</i>	66
IV.3.1. <i>Ambiente de trabajo.....</i>	66
IV.3.2. <i>Preparación y manipulación de las muestras de composite.....</i>	67
IV.3.3. <i>Medición del color de las muestras.....</i>	69
IV.4. <i>Formulas de diferencias del color.....</i>	70
IV.5. <i>Método de análisis.....</i>	77
IV.5.1. <i>Análisis de la varianza ANOVA.....</i>	78
IV.5.2. <i>Regresión y correlación.....</i>	79
IV.5.2.1. <i>Recta de regresión de mínimos cuadrados.....</i>	80
IV.5.2.2. <i>Coefficiente de correlación.....</i>	80
IV.5.2.3. <i>Correlación múltiple.....</i>	81

<i>IV.5.2.4. Coeficientes de regresión estandarizados.....</i>	<i>81</i>
--	-----------

V. RESULTADOS & DISCUSIÓN.....84

<i>V.1. Estudio de la variación entre las diferencias de color CIELAB DE*_{ab} y CIEDE2000 para composites dentales.....</i>	<i>86</i>
<i>V.2. Influencia del tipo de la lámpara sobre el color del composite tras la fotoactivación.....</i>	<i>95</i>
<i>V.2.1. Influencia de la lámpara sobre el cambio del color.....</i>	<i>96</i>
<i>V.2.2. Influencia de la lámpara de fotoactivación sobre el cambio de translucidez de resinas composite.....</i>	<i>110</i>
<i>V.3. Influencia del espesor sobre el color y translucidez de las resinas composite.....</i>	<i>113</i>
<i>V.3.1. Influencia del espesor sobre el cambio del color durante la fase oscura de la reacción de polimerización.....</i>	<i>116</i>
<i>V.3.2. Estudio del efecto del espesor del composite sobre la translucidez.....</i>	<i>126</i>
<i>V.4. Estabilidad temporal del color y la translucidez de las resinas composite.....</i>	<i>133</i>
<i>V.4.1. Estabilidad temporal del color de las resinas composite.....</i>	<i>133.</i>
<i>V.4.2. Estudio del efecto del tiempo sobre la variación translucidez.....</i>	<i>143</i>

VI. CONCLUSIONES.....147

VII. REFERENCIAS.....155

Índice de Figuras

<i>Figura .II.1.1. Dimetacrilato Diglicidileter de Bisfenol A, bis-GMA o matriz de Bowen.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura .II.1.2. Bisfenol Dimetacrilato o bis-DMA.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura.II.1.3. Trietilengicol Dimetacrilato o TEGDMA.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura.II.1.4. Metil Metacrilato o MMA.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura.II.1.5. Dimetacrilato de Uretano o UDMA.....</i>	<i>12</i>
<i>Figura.II.2.1. Resina Microhíbrida.....</i>	<i>15</i>
<i>Figura.II.2.2. Resina Híbrida.....</i>	<i>15</i>
<i>Figura.II.4.1 Espectro de absorbanca CQ.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura.III.1.1 Estructura esquemática de un molar.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura.III.1.2. Reflexión de luz en un diente.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura.III.2.1. Los valores L*C*h* y L*a*b* del diente natural más claro en comparación con el diente natural más oscuro.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura.III.2.2. La posición del espacio cromático dental dentro de los espacios cromáticos L*a*b* y L*C*h*.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura.III.4.1. Guía Vitapan Classical.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura.III.4.2. distribución cromático en el espacio del escala Vitapan Classical.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura.III.4.3. Vitapan 3D-Master.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura.III.4.4. Distribución de las tablillas de la Vitapan 3D-Master en el espacio cromático dental.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura.III.4.5. Guía Chromascop.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura.III.4.6. ShadeVision System (X-Rite).....</i>	<i>50</i>
<i>Figura.IV.1.1. Presentación comercial de los composites: Jeringas de Artemis y Esthet-X.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura.IV.1.2. Secuencia de colocación recomendada por el fabricante de las tres tipos de presentaciones de Esthet-X.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura.IV.1.3. Portamuestras usados en este trabajo.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura IV.1.4. Lámpara Bluelight.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura IV.1.5. Lámpara Bluephase.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura IV.1.6. Irradiancia espectral de las lámparas usadas.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura.IV.2.1. Cabina Verivide CAC Portable.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura IV.2.2. El espectro de irradiancia de la fuente D65.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura IV.2.3. Distribución espectral de la iluminante utilizada.....</i>	<i>64</i>

Figura IV.2.4. Esquema de los componentes del espectrorradiómetro PR-704/PC de Photo Research.....	65
Figura IV.2.5. La reflectancia espectral del blanco utilizado.....	66
Figura IV.3.1. Muestra preparada.....	67
Figura IV.3.2. Muestras almacenadas.....	68
Figura IV.3.3. Fotografía del dispositivo experimental en las condiciones de medida.....	70
Figura IV.4.1. Espacio cromático de CIELAB.....	73
Figura V.1.1 Correlación entre ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} después de la polimerización.....	89
Figura V.1.2. Correlación entre ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} para las muestras polimerizadas de 1mm y 2mm de espesor.....	90
Figura V.1.3. Correlación entre el ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} para los composites polimerizados con la halógena y con la LED.....	90
Figura V.1.4. Tono vs Croma para los colores de Esthet-X.....	93
Figura V.2.1. Reflectancia espectral (%) de algunos de los composites estudiados, antes de la polimerización.....	96
Figura V.2.2. Reflectancia espectral (%) de algunos de los composites después de la polimerización con halógena.....	96
Figura V.2.3. Reflectancia espectral % de algunos de los composites después de la polimerización con lámpara LED.....	97
Figura V.2.4. Radiancia espectral del iluminante.....	97
Figura V.2.5. Coordenadas cromáticas en el plano a'b' de las muestras polimerizadas con Bluelight.....	98
Figura V.2.6. Coordenadas en el plano a'L' de las muestras polimerizadas con Bluelight.....	99
Figura V.2.7. Coordenadas cromáticas en el plano a'b' de las muestras polimerizadas con Bluephase.....	99
Figura V.2.8. Coordenadas cromáticas en el plano L'a' de las muestras polimerizadas con Bluephase.....	100
Figura V.2.9. $\Delta L'$ en función del material. Lámpara Bluelight.....	101
Figura V.2.10. $\Delta L'$ en función del material. Lámpara Bluephase.....	101
Figura V.2.11. Comparación de ΔE_{00} entre las dos lámparas para las muestras de Esthet-X.....	102
Figura V.2.12. Comparación de ΔE_{00} entre las dos lámparas para muestras de Artemio.....	102
Figura V.2.13. ΔL^* para ambos materiales.....	105
Figura V.2.14. Diagrama de cajas.....	107

<i>Figura V.2.15 Variación de la translucidez después de polimerización.....</i>	<i>112</i>
<i>Figura. V.3.1. Reflectancia espectral de muestras de composite con 2 mm a las 24h de la polimerización con la lámpara halógena: (a) Artemis; (b) Esthet-X.....</i>	<i>117</i>
<i>Figura. V.3.2. ΔE_{00} de Artemis polimerizado con las lámparas Bluelight (a), Bluephase (b).....</i>	<i>118</i>
<i>Figura. V.3.3. ΔE_{00} de Esthet-X polimerizado con las lámparas Bluelight (a), Bluephase (b).....</i>	<i>118</i>
<i>Figura V.3.4. Medias marginales estimadas de $\Delta L'$.....</i>	<i>124</i>
<i>Figura V.3.5. Medias marginales estimadas de $\Delta a'$.....</i>	<i>124</i>
<i>Figura V.3.6. Medias marginales estimadas de $\Delta b'$.....</i>	<i>125</i>
<i>Figura V.3.7. Medias marginales estimadas de ΔE_{00}.....</i>	<i>125</i>
<i>Figura V.3.8. Variación de la contrast ratio ($\Delta CR\%$).....</i>	<i>127</i>
<i>Figura. V.3.9. Variación de la translucidez con el espesor después de polimerización para la lámpara halógena.....</i>	<i>130</i>
<i>Figura. V.3.10. Variación de la translucidez con el espesor después de 24 h de polimerización para la lámpara halógena.....</i>	<i>130</i>
<i>Figura.V.4.1. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano a'b' para la lámpara Bluelight.....</i>	<i>134</i>
<i>Figura.V.4.2. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano a'b' para la lámpara Bluephase.....</i>	<i>135</i>
<i>Figura.V.4.3. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano a'L' para la lámpara Bluelight.....</i>	<i>135</i>
<i>Figura.V.4.4. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano a'L' para la lámpara Bluephase.....</i>	<i>136</i>
<i>Figura. V.4.5. Valores de ΔE_{00} de las muestras de Artemis polimerizadas con la halógena (QTH) y la LED a las 24 h y al mes.....</i>	<i>137</i>
<i>Figura. V.4.6. Valores de ΔE_{00} de las muestras de Esthet-X polimerizadas con la halógena (QTH) y la LED a las 24 h y al mes.....</i>	<i>138</i>
<i>Figura. V.4.7. Variación de la translucidez a las 24 h y al mes de la fotoactivación.....</i>	<i>144</i>

Índice de Tablas

<i>Tabla III.2.1. Valores L* a* b* registrados en incisivos centrales superiores in vivo.....</i>	<i>39</i>
<i>Tabla. IV.1.1. Resinas usadas en este trabajo.....</i>	<i>58</i>
<i>Tabla. IV.1.2 Resinas usadas para la medida de la translucidez.....</i>	<i>59</i>
<i>Tabla. V.1.1. Rango de diferencia del color en los sistemas CIELAB y CIEDE2000.....</i>	<i>89</i>
<i>Tabla. V.1.2. Valores de los parámetros VAB (E) y VAB(O).....</i>	<i>91</i>
<i>Tabla V.2.1. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de ambos materiales y polimerizadas con Bluelight/Bluephase.....</i>	<i>105</i>
<i>Tabla V.2.2. ANOVA unifactorial.....</i>	<i>107</i>
<i>Tabla V.2.3. Variación de la translucidez y opacidad después de polimerización con las dos lámparas.....</i>	<i>110</i>
<i>Tabla V.2.4. Regresión análisis entre la diferencia del color y la variación de translucidez.....</i>	<i>112</i>
<i>Tabla V.3.1. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de 0.5 y 1 mm de ambos materiales y polimerizadas con Bluelight.....</i>	<i>115</i>
<i>Tabla. V.3.2. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de 0.5 y 1 mm de ambos materiales y polimerizadas con Bluephase.....</i>	<i>115</i>
<i>Tabla V.3.3. ANOVA unifactorial para un espesor de 0.5mm.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabla V.3.4. ANOVA unifactorial para un espesor de 1mm.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabla V.3.5. Estadística descriptiva.....</i>	<i>119</i>
<i>Tabla. V.3.6. Prueba de los efectos Inter-sujetos.....</i>	<i>122</i>
<i>Tabla. V.3.7. Regresión lineal entre la diferencia del color de ΔE_{00} y ΔE^*_{ab}.....</i>	<i>126</i>
<i>Tabla. V.3.8. Variación de la translucidez ($\Delta TP00$).....</i>	<i>127</i>
<i>Tabla. V.3.9. Prueba de los efectos Inter-sujetos.....</i>	<i>129</i>
<i>Tabla .V.4.1. Estadística descriptiva.....</i>	<i>140</i>
<i>Tabla. V.4.2 Resultados de la ANOVA factorial con Interacción.....</i>	<i>142</i>
<i>Tabla. V.4.3. Tabla resumen del ANOVA factorial.....</i>	<i>145</i>

Capítulo I

Introducción & Objetivos

A lo largo de su historia la Odontología se ha planteado como objetivo primordial la consecución de un adecuado estado de salud oral. Hasta hace pocas décadas este objetivo implicaba, entre otros aspectos, la correcta funcionalidad del sistema, que a nivel dentario se concretaba básicamente en el mantenimiento de la forma y función de los dientes. Hoy en día los requerimientos han aumentado en el sentido de que la estética es uno de los objetivos básicos de los tratamientos en Odontología.

Por este motivo, actualmente a los materiales dentales se les exige, no sólo adecuadas propiedades físico-mecánicas sino también estéticas y, además, que éstas sean duraderas en el tiempo. En este sentido, los materiales dentales en general y las resinas compuestas o composites, en particular, han experimentado un espectacular desarrollo en las dos últimas décadas. Concretamente, desde el año 2000 se han introducido en el mercado nuevos sistemas de resinas compuestas para restauración específicamente diseñadas para alcanzar una excelencia estética en las obturaciones realizadas en clínica que, hasta entonces, estaba reservada a las cerámicas dentales. En su diseño y desarrollo se tuvo especialmente en cuenta el poder alcanzar las propiedades ópticas de éstas, sobre todo, en cuanto a color y translucidez. Dada su reciente aparición, son escasos y muy recientes los trabajos que abordan el estudio del color de los nuevos sistemas de restauración de resinas compuestas y los factores que influyen en él.

El éxito clínico final no sólo depende de las características del propio material sino de una serie de factores relacionados con las condiciones de su manipulación en clínica,

entre las que destacan las relacionadas con la fuente de luz utilizada o con cómo se lleva a cabo la colocación del material.

Para llevar a cabo la activación de la reacción de fraguado de los materiales dentales fotoactivados se emplean las llamadas lámparas de fotoactivación o Light Curing Units (LCUs). Las más populares durante años fueron las lámparas halógenas que, con un filtro de bloqueo de longitudes de onda medias y largas, conseguían dejar el pico de máxima emisión cercano al de máxima absorción de la canforoquinona (fotoiniciador más empleado en la formulación de este tipo de materiales). Más recientemente se han introducido en el mercado dental LCUs alternativas a las halógenas convencionales. Entre ellas se encuentran fundamentalmente halógenas de alta intensidad y las LEDs LCUs y que han tenido una muy buena acogida en el mercado. La tecnología LEDs ha permitido solucionar algunos de los problemas inherentes a las LCUs halógenas como, por ejemplo, la no utilización de un filtro de bloqueo, una mejor eficiencia en la conversión de electricidad a luz, menor consumo, menores tamaños de baterías (las que utilicen), menores dimensiones y, por tanto, mayor portabilidad, menor necesidad de refrigeración, mayor vida media y, teóricamente, menores costes, aunque han resultado ser más caras. Si bien se han realizado numerosos estudios sobre la influencia de la fuente de luz en algunas características físicas finales del material, tales como resistencia al desgaste, dureza, módulo elástico, etc, sin embargo, son prácticamente inexistentes los estudios que abordan cómo influye la lámpara y, en concreto, las nuevas lámparas de fotoactivación halógenas de alta intensidad y LEDs, sobre el color y translucidez de los composites.

En relación con los factores que influyen en el color final de una restauración, al ya mencionado fuente de luz, como ya hemos comentado habría que añadir otros vinculados directamente con la fase de colocación del material en la cavidad, entre los que, trabajos previos han demostrado que destaca, el espesor de capa. Igualmente, desde un punto de vista clínico, no sólo resulta de interés el estudio del color y de la translucidez y de los factores que los determinan tras la conclusión de la polimerización del material sino el conocer si este resultado se mantiene en el tiempo, es decir, si el material presenta estabilidad cromática temporal.

Hasta ahora en Odontología ha sido empleado el espacio de color CIELAB y su diferencia de color asociada ΔE^*_{ab} , para la especificación y evaluación colorimétrica. Recientemente ha sido propuesta y recomendada (CIE; 2004) una nueva fórmula llamada

CIEDE2000, la cual incorpora correcciones a la falta de uniformidad del espacio CIELAB. Se hace necesario, por tanto, evaluar la significación de las correcciones introducidas en la nueva fórmula de la diferencia de color CIEDE2000 con respecto a ΔE^*_{ab} en un intento por proporcionar un mayor conocimiento de esta nueva fórmula en la evaluación de las diferencias de color en el campo de los materiales dentales. La existencia de variación significativa entre ambas fórmulas, indicaría que, de acuerdo a las nuevas recomendaciones de la CIE, la fórmula CIEDE2000 debería ser empleada en este ámbito.

En base a todo lo anterior, los objetivos que se pretenden alcanzar en el presente trabajo son los siguientes:

- 1.- Evaluar la influencia del tipo de fuente de luz utilizada en la fotoactivación sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites dentales.
- 2.- Evaluar la influencia del espesor de capa sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites dentales.
- 3.- Estudiar la estabilidad temporal del color y la translucidez de las resinas composite dentales.
- 4.- Para una correcto cálculo de la variación del color y translucidez, estudiar la variación entre las diferencias de color CIELAB ΔE^*_{ab} y CIEDE2000 para composites dentales.

Conforme a los objetivos mencionados, la presente Memoria de Tesis Doctoral se estructura en 7 capítulos. En el capítulo II describiremos las características de los materiales empleados en el trabajo, los composites dentales. Posteriormente, en el capítulo III, abordaremos el tema del color en Odontología en un sentido amplio, desde el color del diente hasta la revisión bibliográfica de los más recientes trabajos relacionados con el estudio del color de los composites y de los factores que lo afectan.

En el capítulo IV describiremos el material y toda la metodología instrumental y matemática que hemos utilizado para llevar a cabo este trabajo. Los resultados obtenidos experimentalmente son analizados en el capítulo V, que hemos dividido en 4 apartados. En el apartado 1 realizamos un estudio sobre la variación entre las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 con el objeto de conocer si la nueva fórmula recomendada por la CIE presenta diferencias significativas con respecto a CIELAB en el campo del estudio del color para composites dentales. En los dos siguientes apartados estudiamos la influencia que sobre el color y translucidez de las resinas compuestas tienen, la lámpara de fotoactivación y el

espesor de la capa de la resina composite. En el último apartado, analizamos la estabilidad temporal del color y la translucidez de dichos materiales. Las conclusiones del análisis de los resultados se hallan en el capítulo VI. En el capítulo VII listamos todas las referencias bibliográficas que hemos utilizados y citado a lo largo de la Memoria. Por último, y en formato electrónico, incluimos junto a la Memoria, 4 anexos que contienen las coordenadas de cromaticidad, valor de la translucidez y diferencias de color de cada una de los valores de las medidas experimentales realizadas.

Capitulo II

Composites dentales

La búsqueda de materiales de restauración que imiten el aspecto y el color de los dientes naturales se inicia con la historia de la Odontología. Sin embargo, no fue hasta el siglo XX cuando los clínicos dispusieron de materiales verdaderamente estéticos. En 1958 Bowen R.L. empezó a experimentar con resinas epóxicas y acrílicas, utilizando, además, partículas de relleno como refuerzo; éste trabajo (Bowen, 1963) culminó con el desarrollo de la molécula de dimetacrilato de diglicidileter de bisfenol-A, comúnmente denominado Bis-GMA, base de las modernas resinas compuestas o composites, que supusieron el inicio de la Odontología Estética moderna.

En este capítulo analizaremos aquellos aspectos vinculados a los composites que consideramos relevantes para el desarrollo de este trabajo. Hablaremos de su composición, de cómo se produce su reacción de fraguado así como de los factores que influyen en ella. Finalmente, comentaremos someramente las características ópticas de estos materiales y aspectos relacionados con su estabilidad cromática.

II.1. Concepto. Composición química

Un composite, por definición, es un material constituido por dos o más componentes, de forma que el material resultante posee unas propiedades que superan las de los componentes originales por separado.

En general, las resinas compuestas están formadas por: una matriz orgánica o fase continua; una fase dispersa, de refuerzo o relleno inorgánico y una fase de enlace o agente de acoplamiento, que permite la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina (Fortín y Vargas, 2000). Además, suelen incorporar componentes que influyen en la polimerización (fotoactivadores/inhibidores), estética (colorantes), o en otras propiedades como la radiopacidad.

II.1.1. Matriz orgánica

Representa del 30 al 50% del volumen total del material y está constituida por *monómeros* que al reaccionar entre sí, forman macromoléculas denominadas *polímeros*; el proceso de transformación de los monómeros en polímeros se denomina polimerización (Noort, 1994).

La matriz está compuesta por monómeros orgánicos disfuncionales. La mayoría de los composites comercializados en la actualidad contienen: dimetacrilato del diglicidileter de bisfenol-A (bis-GMA o matriz de Bowen), dimetacrilato de uretano (UDMA) o dimetacrilatos de uretano modificados.

La molécula de bis-GMA (Figura.II.1.1) es disfuncional, ya que en ambos extremos de la cadena se encuentran los dobles enlaces de los grupos metacrilato, a los que va ligada la capacidad de reticulación durante la polimerización. La presencia de dos ciclos aromáticos, confiere rigidez y resistencia mecánica; mientras que los radicales hidroxilos le confieren viscosidad por su facilidad para establecer uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno.

La resina bis-GMA es altamente viscosa a temperatura ambiente debido a su alto peso molecular. Se necesita, por tanto, diluirla en otros monómeros de bajo peso molecular con el fin de obtener una matriz de menor viscosidad, que permita incorporar mayor

cantidad de relleno y facilite su manipulación en la clínica. Entre los monómeros de bajo peso molecular los más utilizados son (García Barbero, 1997):

1. Bis-DMA, bisfenol-dimetacrilato, (Figura.II.1.2) donde se eliminan los grupos hidroxilo para reducir la viscosidad.

2. EGDMA, etilen-glicol-dimetacrilato, donde la menor viscosidad y rigidez se consiguen al suprimir los ciclos aromáticos.

3. TEGDMA, trietilen-glicol-dimetacrilato, figura.II.1.3, resultante de unir tres moléculas de EGDMA

4. MMA, metil-metacrilato (Figura.II.1.4).

5. UDMA, uretano-dimetacrilato (Figura.II.1.5).

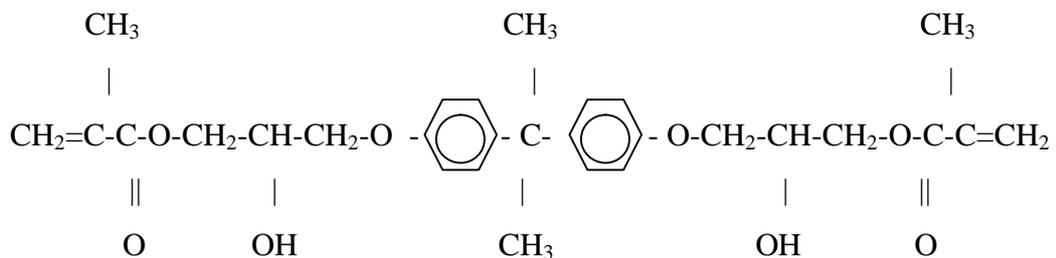


Figura .II.1.1. Dimetacrilato Diglicidileter de Bisfenol A, bis-GMA o matriz de Bowen

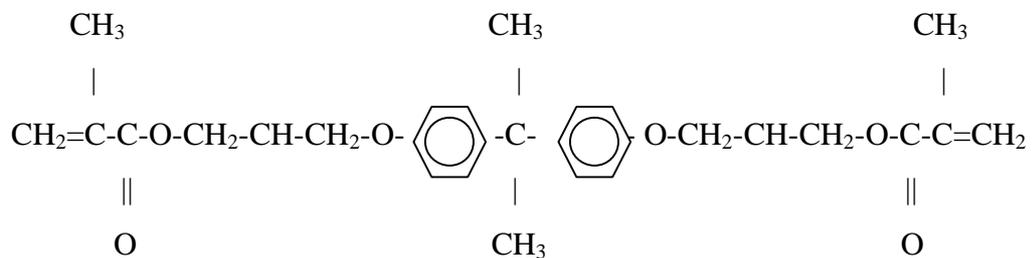


Figura .II.1.2. Bisfenol Dimetacrilato o bis-DMA

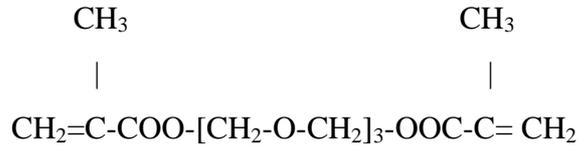


Figura.II.1.3. Trietilengicol Dimetacrilato o TEGDMA

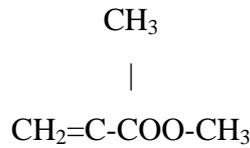


Figura.II.1.4. Metil Metacrilato o MMA

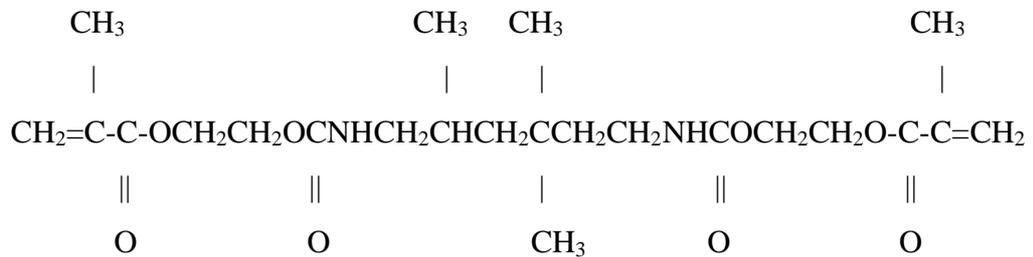


Figura.II.1.5. Dimetacrilato de Uretano o UDMA

II.1.2. Relleno inorgánico

La incorporación del relleno inorgánico a la matriz, mejora las propiedades del material desde un punto de vista mecánico y dimensional sin perder las ventajas propias aportadas por la matriz de resina. De esta manera se consigue:

- ✚ Reducir la contracción de polimerización.
- ✚ Disminuir la absorción de agua y el coeficiente de expansión térmica.
- ✚ Aumentar la dureza y mejorar la resistencia a la compresión y a la abrasión.

- ✚ Aumentar la resistencia a la fractura.
- ✚ Actividad óptica del composite.

En la actualidad, los rellenos más comunes son de cuarzo cristalino, sílice coloidal, sílice pirolítico, silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, vidrios de sílice con bario o estroncio, zirconio o fluoruro de iterbio.

Los primeros composites utilizaban sílice puro, pero debido a su dureza no se podían producir partículas de pequeño tamaño y, por tanto, su acabado y pulido final no eran buenos. Para obviar el problema de la dureza, se usaron silicatos de aluminio y litio. Por otro lado, el cuarzo cristalino es radiolúcido; para evitar este inconveniente se añadieron metales pesados como el bario, zinc, boro e itrio que son radiopacos.

II.1.3. Fase de enlace

Es importante que la matriz y el relleno estén estrecha y firmemente unidos. Se trata de intercalar entre matriz y relleno algún compuesto químico que adhiera a ambos componentes. Para ello, la superficie del relleno se trata con un agente de acoplamiento, generalmente un silano orgánico, siendo el más frecuentemente utilizado el gamma-metacril-oxipropil-trimetoxi-silano, que al ser una molécula difuncional se une a los grupos hidroxilo de la sílice en un extremo (porción inorgánica) y con el doble enlace de los monómeros de la matriz en el otro (porción orgánica) (Fortín y Vargas, 2000).

II.1.4. Otros componentes

Incluyen pequeñas cantidades de:

- ◆ Pigmentos o colorantes, para que el material tenga la apariencia de la estructura dental.
- ◆ Aditivos, que absorben la luz ultravioleta y mejoran la estabilidad del color.
- ◆ Iniciadores de la polimerización, que pueden activarla por vía química o fotoquímica.

La primera se conoce como quimiopolimerización y se produce por la existencia de moléculas capaces de generar radicales libres. Los iniciadores de la activación fotoquímica, que desarrollan la reacción denominada de fotopolimerización, aprovechan la energía que transportan los fotones luminosos para generar radicales libres en el monómero y desencadenar, de esta manera, la reacción. Este último mecanismo es el que presentan la mayoría de los composites actuales que incorporan como fotoactivadores la canforoquinona (CQ), la fenilpropanodiona (PPD), o la lucerina-TPO. La CQ se halla presente en más del 90% de estos materiales, en una proporción de 0.15-1%; su principal desventaja es que da un tono amarillo al material restaurador. La PPD y la lucerina consiguen resultados similares a la CQ con la ventaja de no interferir en el color de las resinas compuestas.

- ⇒ Inhibidores, que evitan la polimerización prematura del material durante el almacenaje. Los más utilizados son la benzoquinona y la hidroquinona, así como los derivados del fenol, como el P- 4 metoxifenol (PMP) y el butil-fenol triterciario (BHT).
- ⇒ Por último, algunas resinas compuestas incorporan en sus formulaciones componentes encargados de dar las características de fluorescencia propias del tejido dentario. Así, la casa comercial Ivoclar-Vivadent tiene patentado el trifluoruro de iterbio que proporciona a los composites la característica de la fluorescencia, junto con la anteriormente mencionada capacidad de liberar flúor.

II.2. Clasificación de las resinas compuestas

Se han propuesto diferentes clasificaciones de los composites según se haga referencia al tamaño de partícula, al tipo de polimerización o al contenido de relleno; sin embargo, el primer criterio ha sido el más utilizado. Así, según el tamaño de las partículas de relleno podemos distinguir entre macrorrellenos, microrrellenos e híbridos.

II.2.1. Composites de macrorrelleno

Se denominan también resinas compuestas tradicionales o convencionales, por ser las primeras que se desarrollaron. El término “macrorrelleno” alude al tamaño relativamente grande de las partículas de la fase dispersa, que oscilaba entre 10 y 80 μ ,

pudiendo incluso llegar a las 100μ , que representaba un 70-80% en peso o de 60-70% del volumen del material. Estas resinas poseían, en general, unas características físicas y mecánicas adecuadas, pero sus deficientes cualidades estéticas hacen que hoy estén en desuso

II.2.2. Composites de microrrelleno

Se caracterizan por presentar un relleno de sílice pirólico que puede ser fraccionado en partículas muy pequeñas cuyo diámetro oscila entre $0,007$ y $0,115\mu$, con un promedio de $0,04\mu$. Son composites altamente estéticos ya que presentan un excelente pulido.

II.2.3. Composites híbridos (Figura.II.3.7)

Se empezaron a fabricar a principios de los ochenta como una mezcla de partículas de macrorrellenos y microrrellenos con la intención de aunar las ventajas de unos y otros, es decir, las buenas cualidades mecánicas de los macrorrellenos, con el excelente pulido de los microrrellenos. Este tipo de materiales fue evolucionando a lo largo de la década de los ochenta, hasta que en los noventa se alcanzó un tamaño medio de partícula de 0.7μ . El porcentaje de carga se situaba en torno a un 80% en peso, por lo que sus buenas cualidades mecánicas permitían su uso en dientes posteriores. Si bien comenzaron llamándose microhíbridos (Figura.II.3.7.), hoy se les denomina “híbridos” por ser la presentación comercial habitual para la mayoría de los fabricantes.



Figura.II.2.1. Resina Microhíbrida



Figura.II.2.2. Resina Híbrida

II.3. Reacción de polimerización

II.3.1. Concepto

Por definición, se denomina polimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz de resina del composite (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí dando lugar a una molécula de gran peso, llamada polímero, que, o bien es una cadena lineal o una macromolécula tridimensional.

En la actualidad, la mayoría de los composites disponibles 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 del composite 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 polimerización no funcione correctamente, por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material.

II.3.2. Fases de la reacción de polimerización

En la reacción de fraguado de los composites fotoactivados podemos hablar de dos fases: una fase lumínica, que es la que se produce durante el periodo en que la lámpara de polimerización está encendida, y de una fase oscura, que es la que se produce tras el apagado de la lámpara y que transcurre en las primeras 24h tras el comienzo de la reacción (Robles, 2005). En la fase lumínica de la reacción de polimerización se distinguen varias fases:

II.3.2.1. Fase de activación

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotónica procedente de fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporado en el material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda. En el caso de la CQ, el fotoiniciador más común, los grupos cetona de su

molécula se activan por luz en el rango de los azules, con un pico de máxima absorción a 468nm de longitud de onda. Se han utilizado diferentes tipos de fuentes lumínicas para la fotoactivación de los composites. Las más usuales desde el punto de vista clínico son: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma y las lámparas de diodos. Dado el interés de estos dispositivos para el desarrollo de este trabajo, los abordaremos en un epígrafe aparte.

II.3.2.2. Fase de iniciación o de inducción

En ella el iniciador activado previamente por la luz, se combina con una amina terciaria generando radicales libres.

II.3.2.3. Fase de propagación

En esta fase los radicales libres se combinan con los monómeros convirtiéndolos a su vez en especies reactivas capaces de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes formando moléculas de cadenas más largas denominadas polímeros. Una vez que comienza el proceso, la reacción progresa a una velocidad considerable. Aunque teóricamente la reacción en cadena prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero, en realidad 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.

II.3.2.4. Fase de terminación

Se puede producir por:

- ⇒ El acoplamiento de dos cadenas en crecimiento para formar una cadena terminal.
- ⇒ Por saturación de los radicales libres con átomos de hidrógeno liberados de algunas de las cadenas en formación.
- ⇒ Puede ocurrir que la cadena en crecimiento reaccione con impurezas o bien incluso con alguna molécula de iniciador, convirtiéndose en no reactiva.

Esta clasificación en “fases” es en realidad artificial, puesto que, en el caso de las resinas compuestas dentales, las fases de activación, inducción, propagación y terminación, 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 (contienen un monómero disfuncional con dobles enlaces en ambos extremos que conectan dos cadenas lineales).

Por último, las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas o controladas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de conclusión. La reducción de la velocidad de iniciación retarda la reacción de polimerización, y el aumento de la velocidad de conclusión disminuye el grado de polimerización y el peso molecular del producto final. Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el oxígeno en grandes cantidades inhiben o retardan la polimerización.

II.3.3. Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de Conversión (GC)

El grado de conversión es el porcentaje de monómero que se integra en las cadenas de polímero. Las cualidades físicas, las propiedades mecánicas, las biológicas y las ópticas y, en definitiva, el comportamiento clínico del material dependen muy directamente del grado de conversión.

Lo ideal sería que durante la polimerización todos los monómeros se integraran en el polímero. Sin embargo, el GC de las resinas de uso habitual en Odontología es relativamente bajo; todos los polímeros de metacrilato tienen una considerable instauración residual en el producto final, con un rango de GC que varía entre un 55-75% para unas condiciones de irradiación convencionales (Silikas y cols, 2000). No obstante, es preciso señalar que a pesar de estos bajos niveles de conversión, sólo un 10% de los grupos metacrilato que permanecen sin reaccionar en el composite son extraíbles, ya que la

mayoría de ellos quedan atrapados en las redes poliméricas del material (Ferracane y Condon, 1992).

II.4. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización. Las fuentes de luz.

Como dijimos anteriormente, la efectividad del curado de los composites fotoactivados es vital para asegurar unas propiedades fisico-mecánicas y ópticas óptimas y un comportamiento clínico adecuado (Caughman y cols, 1991). A continuación, analizaremos los factores que pueden condicionar la eficacia de la reacción de polimerización de dichos composites, seleccionando entre todos ellos, aquellos que por las características de este trabajo, resultan relevantes, es decir, los relacionados con el material y los vinculados a la fuente de luz.

II.4.1 Factores que dependen del material

A) Espesor de la capa de composite: La capa más externa del composite suele recibir suficientes fotones y adquiere unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el composite 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 estar alrededor del 0,8 o mayor) (Pilo y Cardash, 1992) y esto se consigue con capas de composite que no excedan los 2 mm de espesor, lo que se corresponde con el grosor de los incrementos que clásicamente se aconsejan para la obturación de las preparaciones cavitarias (Rueggeberg y cols, 1994).

B) Color del composite: Los pigmentos que incorporan los composites para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de luz. En general, se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los más claros. Pero, según parece, lo que realmente determina el grado de conversión y la profundidad de curado es la translucidez del composite y no tanto el color del mismo (Ferracane y cols, 1986).

C) Tipo de relleno: 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. Los composites de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener más cantidad de resina) presentan, por tanto, una mayor dificultad de polimerización que los híbridos y, por ello, será necesario, para valores iguales de irradiancia, aumentar el tiempo de exposición (Leonard y cols, 2001). Se ha comprobado que cuando las partículas de relleno tienen un diámetro igual a la mitad de la longitud de onda de la luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor. Así, cuando la longitud de onda se sitúa entre 450-500 nm (0,045-0,050 μ), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0,025 μ . Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda la dispersión será menor (composites de macrorrelleno e híbridos).

D) Temperatura: Cuando en el momento de utilizar el composite éste mantiene la temperatura de almacenaje (4-8° C) el fraguado es menos efectivo; una mayor temperatura conlleva un fraguado más rápido y completo (Albers, 1988).

E) Concentración del iniciador: La cantidad en la que se encuentra el iniciador debe ser la óptima para que la reacción pueda producirse en su totalidad (Jordan, 1994). La concentración a que se encuentra normalmente la canforoquinona varía entre el 0.15 y 1% M/M y el agente reductor (amina terciaria) se encuentra en una concentración que varía entre el 0.1 y 1.4% M/M (Venhoven y cols, 1996).

II.4.2. Factores que dependen de la fuente de luz

Entre los factores que condicionan la reacción de polimerización y que dependen de la fuente de luz están:

A) Espectro de emisión: Para conseguir una polimerización adecuada lo ideal sería que las curvas de emisión de las lámparas y las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material coincidieran.

Los fotoiniciadores incorporados a los materiales restauradores se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda: la canforoquinona (CQ) (Figura.II.4.1) entre 450 y 490 nm, con un pico en los 468 nm; la fenilpropandiona (PPD)

entre 400 y 450 nm, con un pico en los 410 nm y la lucerina (LU) entre 350 y 420 nm con un pico en los 400nm. Estos intervalos de emisión se corresponden con la zona de los azules.

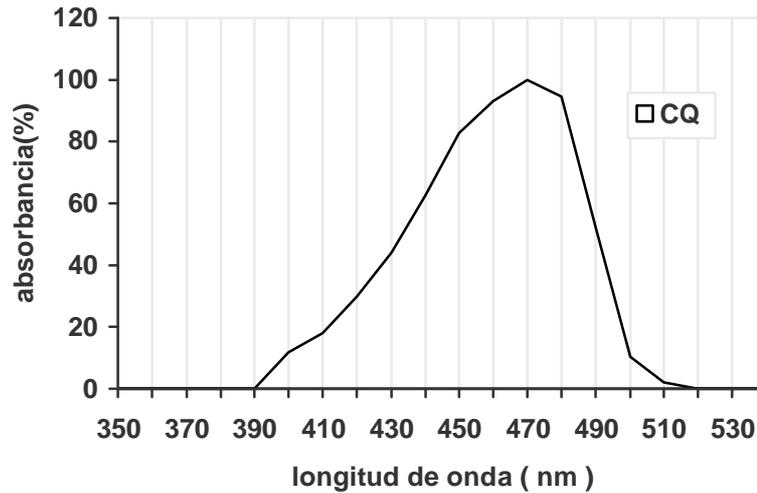


Figura.II.4.1 Espectro de absorción CQ

B) Irradiancia: En muchas publicaciones odontológicas se consideraban los términos “intensidad” y “potencia de salida” como sinónimos y se hacía alusión a la cantidad de energía emitida por la fuente de luz por unidad de superficie. Sin embargo, desde el punto de vista radiométrico, la utilización de estos términos no es correcta.

Se define energía radiante como aquella que es emitida, transportada o recibida en forma de radiación; su símbolo es Q_e y la unidad en que se mide es el julio (J). El flujo radiante es la potencia emitida, transportada o recibida en forma de radiación; su símbolo es Φ_e y la unidad de medida es el vatio (W).

En el Vocabulario Internacional de Iluminación se define irradiancia como el cociente del flujo radiante recibido por unidad de área. Su símbolo es E_e y la unidad de medida es el vatio por metro cuadrado ($W \times m^{-2}$). $E_e = d\Phi_e/d\Delta$

La intensidad radiante (de un manantial puntual en una dirección) es el cociente del flujo radiante que sale del manantial, y se propaga en un ángulo sólido elemental que contiene la dirección considerada, por dicho ángulo sólido. Su símbolo es I y la unidad de medida es el vatio por estereorradian ($W \times sr^{-1}$).

Por tanto, en Odontología cuando se hace alusión a los términos anteriormente expuestos en realidad se refiere a la irradiancia de la fuente de luz, y en vez de utilizar las unidades del Sistema Internacional ($W \times m^{-2}$), dadas las características emisoras de las fuentes utilizadas, se mide en $mW \times cm^{-2}$. Por los motivos expuestos, utilizaremos el término “irradiancia” para referirnos al flujo por unidad de área que recibe una superficie, y que es emitido por una fuente de luz.

Cuanto mayor sea la irradiancia, mayor número de fotones estarán presentes, y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor el número de moléculas de CQ que irán a alcanzar el estado excitado, para reaccionar con la amina y formar radicales libres, con lo que mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta.

C) Tiempo de exposición: La cantidad de energía total que recibe un composite no sólo depende de la irradiancia de la fuente utilizada sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. Se ha determinado experimentalmente que para asegurar un curado efectivo se necesitan al menos 500 mW/cm^2 durante 30 segundos o 600 mW/cm^2 durante 20 segundos; así mismo, se ha demostrado que con 200 mW/cm^2 no es posible polimerizar adecuadamente una capa de 2 mm de composite, a pesar de alargar el tiempo de exposición (Yap y Seneviratne, 2001). La cantidad de energía que recibe el material sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en el composite debido a la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales y por la dispersión y reflexión de los que atraviesan el material (Myers y cols, 1994). Por este motivo, se recomienda que no debieran superarse los 2mm de espesor de capa, independientemente del tipo de lámpara, de su irradiancia o del tiempo de exposición aplicado.

De esta manera, el tiempo de exposición varía en función de la irradiancia de cada lámpara, por lo que las unidades de baja irradiancia requerirán mayor tiempo de exposición que las de alta irradiancia para generar una adecuada polimerización.

El parámetro que relaciona ambas magnitudes (irradiancia y tiempo) es lo que en la literatura odontológica se conoce como dosis energética, densidad energética o energía total. Sin embargo, en el Vocabulario Internacional de Iluminación se corresponde con otra magnitud, la denominada *exposición radiante o densidad superficial de energía radiante recibida*. Su símbolo es H_e y se mide en julios por metro cuadrado ($J \times m^{-2}$)

También se puede decir que la exposición radiante es el producto de la irradiancia por su duración ($\text{mW} \times \text{s}/\text{cm}^2$). $H = dQ_e / d\Delta$

D) Distancia de la ventana de salida de la lámpara a la superficie del material: La luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia y su efectividad también se reduce en función del coseno del ángulo de incidencia. Por tanto, la distancia debe ser lo más cercana posible al material. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1mm y mantenerla perpendicular a la superficie del composite.

E) Eficacia del foco de luz: La irradiancia de las lámparas se pueden ver afectadas por diversos factores como: agotamiento de la bombilla, filtros en mal estado, rotura de fibras ópticas, puntas guías sucias o fluctuaciones en la tensión eléctrica. Por ello, la valoración de la efectividad de las lámparas mediante dispositivos adecuados es fundamental en la práctica clínica. Así, en un estudio realizado en España (Abalos y cols, 1999), se comprueba que el 27,9% de las lámparas emitían por debajo de los $200\text{mW}/\text{cm}^2$; que los filtros estaban en mal estado en un 15,3%; que las guías presentaban alguna fibra rota en el 23,9% y, que sólo, el 48,3% de las guías tenían realmente limpio el extremo de la guía.

II.4.3. Las fuentes de luz

En los últimos años se ha producido una auténtica revolución en el ámbito de las fuentes de luz en pro de una mayor rapidez del curado, mayor profundidad y mayor factor de conversión, aunque muchas de las supuestas ventajas de estas nuevas unidades de luz están aún hoy por demostrar.

Las lámparas de fotopolimerización que existen actualmente en el mercado pueden ser clasificadas, en función del tipo de fuente lumínica que posean, en cuatro grupos:

A) Lámparas halógenas (QTH): son lámparas de tipo incandescente, es decir, su luz se emite por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme. Este filamento, por tanto, funciona como una resistencia que se calienta fuertemente por el paso de la corriente emitiendo una radiación electromagnética.

La mayor parte de energía producida por la fuente de QTH es infrarroja (95%), y es la responsable de la producción de calor. Para evitar el aumento de temperatura del diente y del material de obturación con esta radiación, se utilizan filtros en los aparatos, con el fin de que la emisión final quede limitada al intervalo de luz visible (5%), en una longitud de onda entre 400 a 500 nm, intervalo en el que absorbe la CQ.

El filtro es el componente más caro del aparato y el más importante, pues a medida que éste se degrada, aumenta la emisión infrarroja, generando calentamiento del diente, tejidos blandos circundantes y material e incomodidad para el paciente. La vida útil de la fuente de QTH es relativamente alta, pudiendo alcanzar 40 horas de uso. Se ha recomendado el uso de radiómetros para evaluar la irradiancia de este tipo de lámparas de forma periódica. La gran ventaja de este tipo de aparatos es que la ampolleta no es tan cara y puede ser cambiada por el dentista en la clínica.

En función de su irradiancia (Robles, 2005), se pueden clasificar en:

A.1) Halógenas convencionales: con una irradiancia de 350-700 mW/cm².

A.2) Halógenas de alta irradiancia: que emiten una cantidad de energía mayor de 700 a 1700 mW/cm², que se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” que enfocan y concentran la luz en un área más pequeña por lo que, por tanto, aumenta la irradiancia.

La ventaja fundamental de este tipo de lámparas es su bajo coste. Entre sus desventajas están: vida media de servicio corta, alcanzar altas temperaturas (la lámpara debe incorporar un ventilador) y necesitar de la interposición de filtros.

B) Lámparas de plasma: son lámparas de arco, es decir, emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe un gas (generalmente xenón) a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos.

La cantidad de luz generada es elevada (irradiancias entre 1400-2700 mW/cm²), y de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda en la longitud de onda deseada. La emisión final presenta un pico alrededor de

470nm. Esto explicaría el hecho de la posible mayor eficacia lumínica de este tipo de lámpara que permite fotopolimerizaciones rápidas del composite. El presentar un estrecho margen de emisión conlleva a que estas lámparas no polimerizarán adecuadamente aquellos materiales que contengan un fotoiniciador diferente, como la fenilpropandiona, cuya longitud de onda óptima son los 410 nm o la luciferina, con un pico de absorción en los 400 nm.

Los fabricantes afirman que estas unidades producen el curado de los composites en uno a tres segundos y que, además, disminuyen la contracción de polimerización. Sin embargo, reducir la fotoactivación a uno o tres segundos puede dar lugar a un curado inapropiado del material. En este sentido diversos trabajos indican que la polimerización con las unidades de arco de plasma es incorrecta (Hofmann y cols, 2000; Peutzfeldt y cols, 2000; Stritikus y Owens, 2000) Por tanto, los tres segundos de tiempo de curado, como recomienda el fabricante, son insuficientes para un óptimo curado de los composites, necesitándose como mínimo doce segundos (Park y cols, 2002).

C) Lámparas láser: Los láser con aplicación terapéutico-quirúrgico en Odontología son:

C.1) Láser de argón. Es un láser con medio activo de tipo gaseoso (gas argón). Emite una luz azul de 488 nm o azul-verde de 488-514 nm y su irradiancia esta entre 750-1300 mW/cm². Sin embargo, al tener una longitud de onda extremadamente estrecha, un gran número de materiales fotoactivables no son compatibles con este sistema, lo que unido a su alto coste explica el hecho de su escasa difusión para su aplicación en la fotoactivación de materiales de restauración dental.

C.2) Láser de diodos. Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Emite una luz roja con longitud de onda entre 830-904 nm (espectro infrarrojo). Su longitud de onda está fuera del espectro visible por lo que no puede ser utilizado para fotopolimerizar los composites.

D) Lámparas de diodos: Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes). Los V-LED, son fuentes de luz de tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de

polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo radiación electromagnética en forma de luz visible. Los utilizados en Odontología emiten una luz azul de 450-480 nm, con un pico en los 470nm. En función de su irradiancia podemos clasificarlas en:

D.1) Lámparas de diodos convencionales: irradiancia entorno a 400 mW/cm².

D.2) Lámparas de diodos de alta irradiancia, entorno a los 1000-1200 mW/cm².

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por los LED tiene un estrecho espectro. Consecuentemente, este método es mucho más eficiente para convertir la energía eléctrica en luz azul.

Las ventajas que presentan son: la microelectrónica permite fabricar dispositivos más pequeños; no necesitan filtros; las de baja radiancia no necesitan ventilador; bajo consumo eléctrico (permite utilizar baterías) y tienen larga duración sin pérdida de intensidad con el uso. Entre las desventajas se encuentran su estrecho espectro de emisión que sólo permite polimerizar adecuadamente los materiales que contengan CQ como fotoiniciador y el tener una baja efectividad para polimerizar colores oscuros de algunos composites de microrrelleno (Caughman y Rueggeberg, 2002); así mismo, tienen un alto coste y existe experiencia clínica muy limitada a largo plazo.

En diferentes trabajos se ha podido constatar que no existen diferencias entre las propiedades mecánicas que alcanzan los composites al ser fotopolimerizados con lámparas halógenas o con diodos (Jandt y cols, 2000; Fay y cols, 2002).

II.5. Propiedades ópticas de los composites

A cualquier material utilizado en medicina para reemplazar tejidos se le exige que, en condiciones ideales, presente unas cualidades similares a las de los tejidos reemplazados. Como describimos con anterioridad, los tejidos dentales son óptimamente complejos, de manera que presentan un cromatismo, translucidez, fluorescencia, radiopacidad y opalescencia muy características. En este sentido, hasta mediados de la década de los 90, no existían en el mercado materiales estéticos de restauración directa con cualidades ópticas semejantes a las de los tejidos dentarios. Hasta ese momento los

fabricantes de composites sólo ofrecían marcas comerciales de resinas compuestas en colores muy limitados, translucidez única y, en la mayoría de los casos, ni fluorescentes ni opalescentes.

Sin embargo, en la década de los 90 todo cambió. Por un lado, los requerimientos estéticos de la población aumentaron, lo que motivó el desarrollo de una nueva disciplina, la Odontología Estética; por otro, el auge de una novedosa filosofía en el tratamiento de los pacientes, la Odontología Mínimamente Invasiva, exigía que las intervenciones para restaurar la pérdida de tejido dental fueran lo más ultraconservadoras posible con el tejido dental; esto último obligaba al desarrollo y puesta a punto de técnicas de reconstrucción directa con composites que fueran capaces de alcanzar los mismos resultados estéticos que los que se lograban con las cerámicas dentales (técnicas indirectas), pero siendo mucho menos agresivas. La industria dental no tardó en dar respuesta y desde entonces han aparecido numerosas líneas de composites que se podrían calificar como de “alta estética”.

En general, estos nuevos sistemas tienen en común el que generalmente se presentan comercialmente en tres presentaciones: composites “translúcidos”, composites “esmalte” y composites “dentina”. Los dos primeros intentan emular las características ópticas del esmalte y los terceros las de la dentina, de manera que usándolos superpuestas, en capas, se puedan recrear las características ópticas globales del diente como unidad, es decir, su cromacidad, translucidez, radiopacidad, fluorescencia y opalescencia.

Por tanto, todos los sistemas ofrecen composites, no sólo de cromacidad variable, sino de diferentes grados de translucidez. Las diferencias en la translucidez se consiguen básicamente modificando en la formulación de los composites:

A) Los índices de refracción de la matriz de resina y del relleno: Si ambos son equivalentes el composite será translúcido; si no es así, la luz sufrirá dispersión y el material tendrá una apariencia opaca. No obstante, se debe tener en cuenta que el índice de refracción de la matriz de resina cambia durante la polimerización.

B) El tamaño de las partículas de relleno: si está próximo a la longitud de onda de la luz, las partículas la absorben y la resina composite aparecerá opaca.

Por lo que se refiere a la fluorescencia, los fabricantes incorporan a la composición de las resinas sustancias químicas que lo son. Una de las más utilizadas, como ya hemos comentado, es el trifluoruro de Yterbio.

Por lo que se refiere a la radiopacidad resulta fundamental en la medida en que permite la visualización en la radiografía del material de obturación, el controlar las interfases con el diente y la detección precoz de las recidivas de caries. Para conseguir que el material sea radiopaco se le añaden metales pesados como el bario, zinc, boro, zirconio e itrio que, por otra parte, pueden incidir negativamente en las propiedades mecánicas y ópticas del material.

II.6. Estabilidad cromática de las resinas compuestas

Ya hemos comentado que en odontología restaurar el aspecto natural de los dientes es una meta fundamental pero no lo es menos que las restauraciones sean estables en el tiempo desde todos los puntos de vista, incluido el cromático. Una vez concluida la fotoactivación del material, éste inicia lo que se ha denominado “fase oscura” de la polimerización, que se ha estimado que dura unas 24 horas y tras la que alcanza prácticamente el grado de conversión definitivo. En este sentido, al concluir este periodo de tiempo y dado que el material ya se encuentra en boca, expuesto al medio oral, se puede considerar que presenta su color definitivo aunque algunos autores afirman que la absorción de agua se mantiene durante la primera semana (Oysaed y Ruyter, 1986).

Con el tiempo se pueden producir modificaciones en el color. Se han descrito tres tipos de alteraciones cromáticas en el composite:

- ⇒ Las *extrínsecas* o discoloraciones externas, que están relacionadas con las propiedades de la superficie del material, entre ellas, un mal pulido. En estos casos se produce acúmulo de placa bacteriana y tinción superficial.
- ⇒ Las *sub-superficiales*, que se producen por degradación superficial o por la ligera penetración y posterior reacción de sustancias pigmentantes en la capa superficial del composite, a consecuencia de un fenómeno de

reblandecimiento de la matriz de resina causado por descomposición química o por absorción acuosa (Roth, 1994)

⇒ Las *intrínsecas*, debidas a reacciones físico-químicas en la profundidad del material. Están implicados, fundamentalmente, algunos componentes que intervienen en la polimerización, como los iniciadores y aceleradores, de manera que, por ejemplo, la reacción incompleta de las aminas, puede dar lugar a reacciones de oxidación y cambio de color con el paso del tiempo.

Capitulo III

Color en Odontología

El estudio del color es una parte fundamental de la Odontología Estética. Sin duda, el color es uno de los parámetros de mayor peso cuando el paciente juzga la calidad de la restauración que le acaba de realizar su dentista. El alcanzar un perfecto mimetismo con los tejidos o los dientes circundantes se convierte así en un objetivo de primera importancia para el profesional de la Odontología, motivo por el que está obligado a conocer y comprender todo lo relacionado con el cromatismo dentario y de los materiales de restauración.

En este capítulo en primer lugar, hablaremos de las propiedades ópticas de los dientes, en general, y de su color en particular, para analizar cómo los tejidos dentales determinan la complejidad cromática del diente. A continuación, comentaremos la información disponible sobre el denominado “espacio cromático dental” para luego desarrollar el epígrafe correspondiente al color de los composites dentales. Finalmente, se describirán los procedimientos y técnicas para la medición del color en la práctica odontológica.

III.1. Propiedades ópticas de los dientes

El diente está constituido por tres tejidos, el esmalte, la dentina y pulpa y su color natural depende del grosor, composición y estructura de estos tejidos que, en definitiva, son los responsables de su complejidad desde el punto de vista óptico. Los tres parámetros a los que hemos hecho alusión, evolucionan considerablemente a lo largo de la vida, influyendo en el color del diente. Cada uno de estos tejidos presenta propiedades ópticas distintas (Touati, 2000) (Figura.III.1.1).

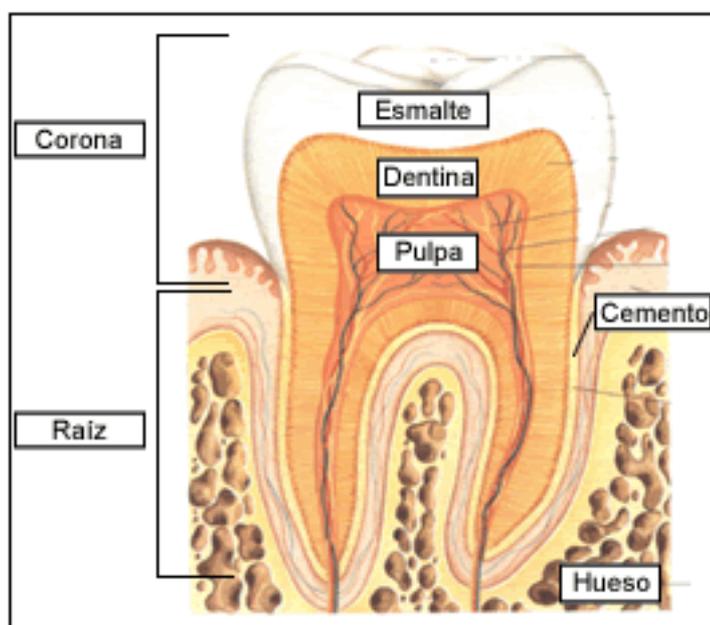


Figura.III.1.1 Estructura esquemática de un molar.

✚ **Pulpa dental:** La pulpa está constituida por un 25% de materia orgánica y un 75% de agua. La materia orgánica está compuesta por células, fibras y sustancia fundamental. Se trata, por tanto, de un tejido conectivo laxo, bien irrigado e innervado, que se encuentra encerrado en el interior de la cámara pulpar y de los conductos radiculares, lo que condiciona que su volumen vaya disminuyendo con el paso de los años por la continua formación de dentina (Llamas y Villa, 2001). Tiene un color rojizo oscuro. Su tamaño es mayor en dientes jóvenes, lo que tiene influencia en el color, ya que da lugar a una tonalidad rosada, a menudo más visible en las superficies linguales. El estrechamiento

progresivo que se produce con los años hace que su influencia sobre el cromatismo dentario disminuya con la edad.

✚ **Dentina:** Es el tejido más importante desde el punto de vista cromático. Es la responsable de la tonalidad y el cromatismo dentario. Rodea la cavidad pulpar y, en circunstancias normales, está cubierta por el esmalte o cemento. En su composición encontramos minerales (hidroxiapatita en un 70%), material orgánico (20%) y agua (10%). El bajo contenido mineral, comparado con el del esmalte, y la elevada proporción de materia orgánica, explica la opacidad relativa de la dentina primaria (la formada antes de la erupción del diente). Está atravesada por un gran número de cavidades estrechas y largas, los túbulos dentinales, que producen una difracción selectiva de la luz, según la cual, ciertos rayos serán reflejados y otros absorbidos. Este efecto es el responsable de la opacidad de la dentina primaria.

Las distintas estructuras microanatómicas, la arquitectura tubular, combinada con la anatomía macroscópica de la dentina, resultan en áreas con diferencias en el índice de reflectancia, dando un reflejo y dispersión no homogéneo de la luz (Figura.III.1.2). Esto da lugar a áreas de opacidad densa y de saturación de color elevada, confiriendo a la dentina un aspecto policromático. Con la edad la dentina primaria evoluciona y se forman otros tipos de dentina, con estructura y propiedades ópticas diferentes que influyen en la cromacidad dentaria (Touati, 2000). Los pigmentos orgánicos presentes en la microestructura de la dentina son responsables de la fluorescencia de este tejido, es decir, de su capacidad de absorber en el rango ultravioleta y emitir en visible, una luz fluorescente policromática con una longitud de onda aproximada entre 400-410nm. Este fenómeno se evidencia en algunas situaciones, como por ejemplo, cuando los dientes naturales son vistos bajo la luz ultravioleta de la iluminación de las discotecas.

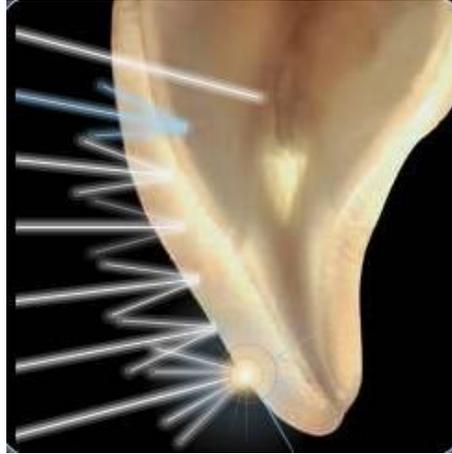


Figura.III.1.2. Reflexión de luz en un diente

✚ **Esmalte:** Es el tejido más duro y mineralizado del organismo. Está constituido por un 95% de minerales y un 5% de agua y materia orgánica. El alto contenido mineral y la naturaleza y disposición de los prismas que lo constituyen, hacen que el esmalte sea duro, brillante, translúcido, prácticamente acromático y radio-denso. La apariencia óptica del esmalte dental depende de su composición, estructura, grosor y textura superficial, parámetros que varían de una zona dentaria a otra y que evolucionan a lo largo de la vida. En un diente joven, el esmalte tiene menos contenido mineral y es muy grueso, creando el efecto óptico de una leve translucidez y alta luminosidad; en el diente anciano, el esmalte es más rico en minerales y más delgado por el desgaste natural, lo que se traduce en una mayor translucidez (incluso transparencia), que permitirá que, a su través, se haga patente el color de la dentina. El esmalte se caracteriza porque su coeficiente de transmisión depende de la longitud de onda incidente, es decir, la transmisión de luz por el esmalte aumenta conforme aumenta la longitud de onda; es más translúcido para altas longitudes de onda. Por este motivo, el esmalte es el responsable de la opalescencia dentaria. El esmalte es básicamente translúcido por su composición, pero su translucidez no es uniforme sino que muestra un gradiente de opacidad, de manera que la mitad más externa es más translúcida que la interna al ser los prismas del esmalte más densos en esta región. Este gradiente de opacidad en el esmalte se puede reproducir en las restauraciones considerando el esmalte como dividido en dos zonas de translucidez: una zona translúcida y una semi-translúcida. Estas capas permiten que la luz penetre a través de la estructura dental y se refleje sobre la capa de dentina, que es básicamente opaca y que es

la responsable del color del diente. El esmalte es más radiopaco que la dentina (Touati, 2000).

Por lo anteriormente descrito se puede afirmar que el diente natural es un auténtico mosaico de color, en el rango de los blancos amarillentos, y el resultado de los efectos combinados del esmalte y la dentina, fundamentalmente. Por lo tanto, es esencial comprender la influencia que ejerce cada componente sobre las propiedades básicas del otro. La dentina, responsable del tono y croma dentarios, reduce el valor del esmalte. Si el esmalte es muy delgado y la dentina es muy saturada, como sucede en la zona del cuello del diente (unión entre la corona y la raíz), entonces la cromacidad de la dentina domina la percepción cromática del diente. Si avanzamos en dirección incisal, a nivel del tercio medio, el esmalte es más grueso por lo que aumenta el valor y disminuye la cromacidad. Finalmente en el tercio incisal, sólo hay esmalte, lo que condiciona las cualidades ópticas únicas de esta zona. A este nivel, el diente se vuelve translucido, prácticamente acromático, y presenta opalescencia, es decir refleja las longitudes de onda más cortas (aspecto azulado con luz reflejada) y transmite las largas (aspecto anaranjado con luz transmitida) (Joiner, 2004).

III.2. Espacio cromático dental

El rango de coordenadas cromáticas y su distribución dentro del espacio cromático de los dientes han sido descritos en numerosas investigaciones (Joiner, 2004). Este rango debe incluir al total de la población; en ese sentido, cabe destacar que, en general, en la bibliografía se afirma que no hay diferencias en el color de los dientes según el sexo, aunque un reciente estudio (Odioso y cols, 2000) concluye que L^* es menor para los varones, con una media de 3.7 unidades CIELAB menos que la media del valor de L^* para mujeres. Por otra parte, en este estudio, los resultados no permitían sacar conclusiones sobre la influencia del factor etnia en el color final del diente.

Los dientes presentan una tendencia significativa hacia el amarillo y oscurecen con la edad. El impacto de la edad sobre el color del diente es debido, como ya hemos comentado, a la variación del espesor, composición y estructura de los tejidos dentarios a lo largo de la vida. En el trabajo antes mencionado (Odioso y cols, 2000) se concluye que por cada año de vida, el diente sufre un cambio de aproximadamente 0.10b* unidades hacia la región de los amarillos y la media de la luminancia decrece 0.22 L^* unidades.

También señalan que esta variación es más rápida en varones que en mujeres. El consumo de bebidas cromógenas, café, té, vino tinto, etc. afecta de forma significativa al valor de las coordenadas cromáticas. Individuos que consumen diariamente café o té presentan, de media, un crecimiento de 1.2 unidades en b^* y un decrecimiento de 1.5 unidades en L^* .

En general, los dientes anteriores maxilares son más ligeramente más amarillos que los mandibulares (Goodkind y cols, 1987) y el incisivo central maxilar presenta mayor luminancia que el lateral y el canino (Goodkind y cols, 1987; Zhao y Zhu, 1998; Hasegawa y cols, 2000a; Hasegawa y cols, 2000b). El tercio medio dentario se considera que es la zona coronaria que mejor representa el color del diente natural. Por un lado, el tercio incisal es muy translúcido, por lo que su percepción cromática está afectada por el fondo, mientras que en el color del tercio cervical influye la cercanía del margen gingival. Por estos motivos, en los trabajos de investigación sobre color en dientes, es el tercio medio la zona donde se suelen realizar las mediciones.

Como se ha indicado anteriormente, el rango de coordenadas cromáticas y su distribución dentro del espacio cromático de los dientes han sido descritas en numerosas investigaciones. Goodkind y cols (1987), y Schwabacher y Goodking (1990) realizaron un estudio *in vivo* en el que, empleando una colorímetro de fibra óptica calibrado con un espectrofotómetro, midieron las coordenadas cromáticas en el tercio medio vestibular de 2832 dientes anteriores. Encontraron, para el tono un rango de 4.49YR a 2.26Y, para la luminancia (value) 5.66-8.48 y para el croma de 1.09-4.96. Otros estudios han empleado el sistema Munsell para la evaluación de la distribución del espacio cromático de los dientes o, incluso, los valores triestímulo. Un compendio de estos trabajos se puede encontrar en las publicaciones de Miller (1987), y O'Brien y cols (1997).

También se han realizado numerosos trabajos sobre el color de los dientes *in vivo* midiendo incisivos centrales superiores y empleando para su especificación el espacio CIELAB. Los más importantes se resumen en la Tabla III.2.1. Los resultados de estos trabajos muestran el rango del color de los dientes naturales en este espacio cromático.

Referencia	Método	Sujeto demográfico			Coordenadas de color		
		País	Nº	Edad	L*	a*	b*
Gegauff y cols, 1993	Colorimetro	USA	20	20-27	51.1	-0.1	-0.2
Rubino y cols. 1994	Colorimetro	España	600	15-50	67.6±7.0	4.3±2.1	12.1±3.3
Zhao y Zhu, 1998	Espectrofotómetro	China	70	18-70	51.48±8.02	0.62±0.14	0.15±0.02
Odioso y cols, 2000	Espectrofotómetro	USA	180	13-64	69.3±5.92	5.40±1.33	18.7±3.37
Russell y cols, 2000	Espectrofotómetro	Irlanda	7	Estudiantes	48.31	1.35	2.73
Russell y cols, 2000	Espectrofotómetro	Irlanda	7	Estudiantes	41.31	-0.91	4.91
Hasegawa y cols, 2000a	Espectrofotómetro	Japón	87	13-84	73.0±8.0	3.5±1.5	16.5±5.0

Tabla III.2.1. Valores L* a* b* registrados en incisivos centrales superiores *in vivo* (Joiner, 2004)

Hasegawa y cols (2000a), Hasegawa y cols (2000b), miden el color del diente en cinco diferentes posiciones del eje de la superficie vestibular del incisivo central superior empleando un espectrofotómetro, encontrando que existen variaciones significativas de los valores de L*, a* y b* a lo largo de dicho eje. Para L*, los valores máximos se encuentran en el tercio medio (73). El valor de L* fue más bajo en la zona cervical (69) y significativamente menor en el tercio incisal (64). Por lo que se refiere a a* los valores más altos se encontraron en la zona cervical (8.5) disminuyendo de una forma progresiva y significativa en dirección incisal (2.0). Para b* la zona cervical, de nuevo fue la que presentaba los valores más elevados (20) cayendo de forma gradual y significativa, igualmente, en dirección incisal (13). En cuanto a la translucidez, se ha demostrado que disminuye desde incisal al tercio medio (Hasegawa y cols, 2000b).

Recientemente, para su mejor comprensión por parte de los clínicos, la zona del espacio cromático correspondiente a los dientes naturales ha sido descrita como un sub-espacio cromático con forma de plátano en los sistemas L*a*b* y L*C*h*. Este espacio cromático dental está situado entre el rojo claro y el amarillo claro; tiene forma alargada y se extiende paralelamente al eje de luminosidad. Los valores extremos de este sub-espacio cromático, es decir, los del diente más claro existente en la naturaleza y los del diente más oscuro, son, en el sistema L*a*b* los valores de 78/1/12 y 62/6/31 (Figura.III.2.1). En el sistema L*C*h* estos valores son de 78/12/86 y 62/32/78.



Figura.III.2.1. Los valores $L^*C^*h^*$ y $L^*a^*b^*$ del diente natural más claro en comparación con el diente natural más oscuro.

Para una mejor visualización de los valores extremos antes citados, la figura.III.2.2 muestra la representación gráfica del sub-espacio cromático dental en $L^*a^*b^*$ y en $L^*C^*h^*$.

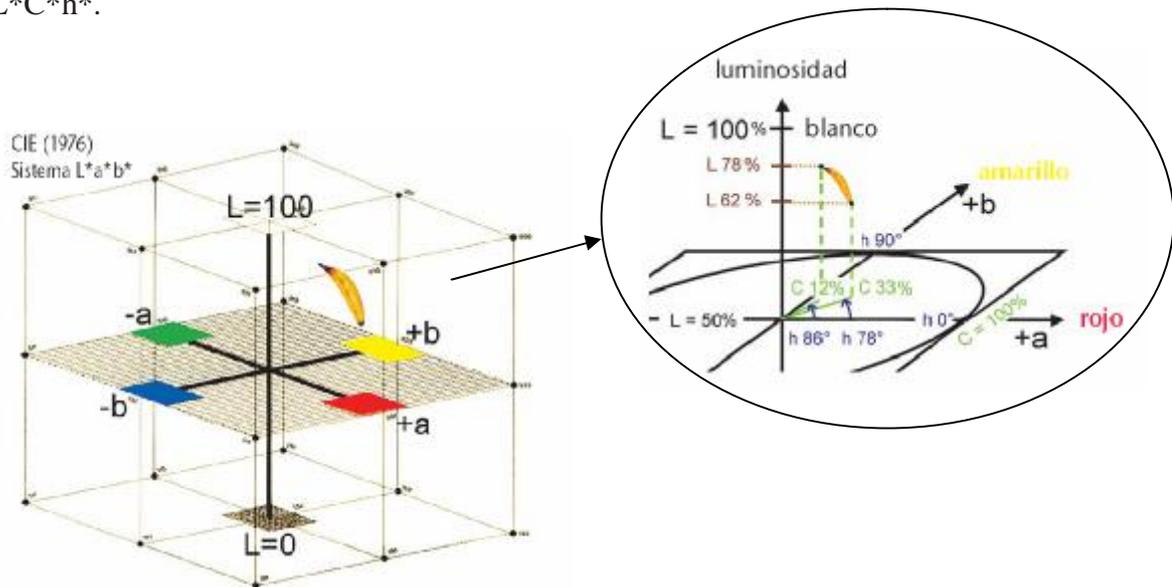


Figura.III.2.2. La posición del espacio cromático dental dentro de los espacios cromáticos $L^*a^*b^*$ y $L^*C^*h^*$.

De la figura se puede deducir que los dientes que presentan mayor luminosidad tienen un mayor ángulo de tono (una mayor proporción de amarillo) y menor croma. Sin embargo, cuanto más oscuro sea el diente (menor luminosidad) mayor es su croma y menor el ángulo de tono, es decir, mayor proporción de rojo.

III.3.Color de los composites dentales

Tradicionalmente el color de las restauraciones, su mimetismo con el tejido dentario circundante y su estabilidad cromática ha sido motivo de preocupación para la Odontología y propiciado líneas de investigación vinculadas a estos temas. Básicamente podemos agruparlas en dos apartados: aquellas que intentan dilucidar cuáles son las variables asociadas a la inserción y fotoactivación del material que influyen en el color de la restauración y en qué consiste esta influencia y aquellas otras en las que se investiga la estabilidad cromática de las resinas en el tiempo y los factores que la afectan.

Ya se ha comentado en el capítulo II que hasta mediados de la década de los 90 no existían en el mercado materiales estéticos de restauración directa con cualidades ópticas semejantes a las de los tejidos dentarios y cómo, hasta ese momento, los fabricantes de composites sólo ofrecían marcas comerciales de resinas compuestas en colores muy limitados, translucidez única y, en la mayoría de los casos, ni fluorescentes ni opalescentes. Sin embargo, a partir de ese momento, aparecieron numerosas líneas comerciales de composites que se podrían calificar como de “alta estética” que intentaban emular fielmente las características ópticas de los dientes. Esto ha propiciado que la información actualmente disponible sobre el comportamiento cromático de este tipo de materiales sea bastante limitada.

En general, el color y la translucidez final de los materiales de restauración estéticos están determinadas no sólo por las características químicas del material (Johnston y Reinsbick, 1997), sino por variables vinculadas al proceso de inserción del material (espesor de capa, principalmente) y al de fotoactivación (tipo de fuente de luz, exposición radiante, etc) (Janda y cols, 2004; Janda y cols, 2005). El cambio cromático (ΔE^*) que experimentan los composites tras la polimerización se afirma que se sitúa entre 3 y 12, tendiendo a ser menos cromáticos (viran hacia la región azul del espacio cromático, son menos amarillos) y luminosos (Seghi y cols, 1990; Eldiwany y cols, 1995; Yap y cols,

1999a; Paravina y cols, 2002; Lee y cols, 2004b). La única excepción descrita a esta norma han sido los colores de blanqueamiento de los microrrellenos que, por el contrario, experimentan un incremento de la luminosidad (Paravina y cols, 2002). Si bien previamente se había afirmado que el cambio cromático (ΔE^*_{ab}) se producía fundamentalmente a expensas de la luminosidad (CIE L*) (Johnston y Reisbick, 1997), un trabajo reciente afirma que luminosidad y cromacidad presentan una influencia equivalente en el cambio de color que experimenta el composite tras la polimerización (Lee, 2005a; Kim y Lee, 2006).

La intensidad del cambio cromático depende de la marca del material (Makinson, 1989; Kim y Lee, 2006) y del tipo de composite ya que experimentan un mayor cambio cromático los tonos de composite más translúcidos (Lee y cols, 2004b). Para compensar la menor cromacidad tras la fotoactivación, se ha sugerido que en clínica deberían seleccionarse siempre tonos más cromáticos que el resultado que se desea conseguir (Seghi y cols, 1990). No obstante, también se han comunicado diferencias en el color entre las presentaciones opacas y las “dentinas” correspondientes a un mismo tono de composite (p.e. OA2 y A2), en el sentido de una mayor luminosidad de las primeras tras la polimerización (Ikeda y cols, 2005).

Por lo que se refiere a la translucidez depende del grado de polimerización (Lee y cols, 2004a) aunque, en general, la fotoactivación causa un ligero incremento de este parámetro en los composites microhíbridos (Paravina y cols, 2005) y una ligera disminución en los colores para dientes blanqueados en composites de microrrelleno (Paravina y cols, 2002). Ikeda y cols (2005), así mismo, han comunicado diferencias entre muestras opacas y sus correspondientes dentinas a favor de una mayor translucidez en las segundas, como era de esperar. Igualmente, Lee y cols (2004a) afirman que la tras la fotoactivación en un composite con nanorrelleno, Filtek Suprem, se produce un aumento de la translucidez en los composites “esmalte” y una disminución en los “translúcidos”, efecto que explican por las diferencias en el relleno inorgánico de ambos materiales. Además concluyen que el termociclado de las muestras produce una reducción de la translucidez, observación que puede ser debida a un aumento del grado de polimerización con el subsiguiente cambio en el índice de refracción de la matriz de resina.

En relación a la estabilidad cromática, los cambios de color que experimentan los composites a lo largo del tiempo han sido atribuidos a una amplia gama de posibles causas, como son el desgaste, la degradación química (enzimática), la oxidación de dobles enlaces que no habían reaccionado en la matriz orgánica, acumulo de sustancias cromáticas, deshidratación, absorción de agua, filtración marginal, interfase adhesiva defectuosa, o rugosidad superficial (Powers y cols, 1978a). Algunos autores afirman que los colores de composite más luminosos y menos cromáticos tienden a mostrar cambios cromáticos más acusados que los más oscuros y más cromáticos (Seghi y cols, 1990; Eldiwany y cols, 1995; Hosoya, 1999) y que, en general, las variaciones en sus coordenadas cromáticas se producen principalmente a expensas de un aumento del valor de b^* , es decir, experimentan un amarilleamiento (Uchida y cols, 1998). Este efecto podría ser explicado por las diferencias, en cuanto a composición química se refiere, entre ambos materiales, sobre todo las relacionadas con la concentración de activador, iniciador, inhibidor o pigmentos o por las diferencias en cuanto a capacidad de absorción o del scattering de los distintos colores de composite (Hosoya, 1999; Lee y cols, 2001a) aunque hay autores que relacionan específicamente el mayor cambio cromático y de opacidad de muestras envejecidas en agua con el tamaño de partícula del material: a menor tamaño de partícula menor susceptibilidad a la decoloración (Vichi y cols, 2004).

Otros autores han estudiado, específicamente, la influencia de las enzimas sobre el proceso de cambio cromático de los composites. En este sentido, Lee y cols (2004b) sometieron muestras de composite a la acción de salino tamponado, por un lado, y, por otro, a una solución de salino tamponado al que incorporaron estearasa salival. En este estudio concluyeron que los cambios cromáticos eran equivalentes en ambos grupos, que éstos solían producirse en los primeros 5 días de inmersión y que, mientras que algunas muestras experimentaban un cambio cromático leve desde el quinto día hasta concluir el periodo de observación (90 días), otras seguían modificando sus parámetros cromáticos a lo largo de este periodo.

III.4. Medición del color en Odontología

La medición del color en Odontología se ha realizado mediante dos tipos de técnicas, la visual o subjetiva y la instrumental u objetiva (Burgt y cols, 1990):

1. Subjetiva: Se basa en la comparación del objeto (diente) con muestras de color que pueden ser de papel, de resina o de porcelana. Este es el método en el que fundamentan las guías de color de todo tipo se utilizan en Odontología y es la de uso más frecuente en clínica.
2. Instrumental: Mediante el uso de colorímetros, espectrofotómetros, espectroradiómetros, o mediante técnicas digitales de análisis de imagen.

Las guías de color son las herramientas que se utilizan en clínica para la medición del color mientras que, los instrumentos usuales de medida de color antes citados suelen ser empleados en laboratorios de investigación fundamentalmente. El desconocimiento por parte del clínico del manejo, condiciones de iluminación y medida, interpretación de los resultados, así como su alto coste hace que estos dispositivos no sean empleados usualmente en clínica.

En el siguiente apartado se describen algunas de guías más empleadas en Odontología. En cuanto a los instrumentos, su fundamento es bien conocido y sólo citaremos algunos de los instrumentos comerciales que recientemente han aparecido en el mercado.

III.4.1. Medición del color mediante guías

Las guías dentales suelen constar de tablillas de color que se comparan sucesivamente con el diente, en condiciones de iluminación idénticas, hasta encontrar aquella que presenta una mayor similitud cromática. La utilización de guías para medir el color en Odontología es un procedimiento subjetivo y son muchas las variables que influyen en el resultado: la iluminación, la experiencia profesional, la edad, los colores del entorno, el ángulo de visión del diente y la tablilla, la ropa y maquillaje del paciente y desde luego, la capacidad perceptiva cromática del individuo (Yap y cols, 1999b; Ragain y Johnston, 2001).

Las guías de color son indispensables, tanto para la selección del color de los materiales en clínica como para comunicar éste al laboratorio en el caso de que la restauración se realice con materiales que precisan ser elaborados allí. Sin embargo, lamentablemente, no existe ninguna escala que consiga reproducir todos los colores existentes en los dientes naturales y, por tanto, no existe una guía de color ideal. A pesar de sus limitaciones, las guías más utilizadas son la Vitapan Classical, y la Vitapan 3D Master (Vita) y la Chromascop (Ivoclar-Vivadent).

Vitapan Classical: La Vita Classical es el referente para las guías de color. Se divide en cuatro grupos, en cuatro tonalidades: A (marrón-rojizo), B (amarillo-rojizo), C (gris) y D (gris-rojizo). Al utilizarla, lo primero que se determina es a qué grupo pertenece el diente, es decir, al grupo A, B, C o D, por lo que lo primero que determinamos es el tono. En esta guía, además, hay varios niveles de cromatismo para el mismo tono. P.e. para el tono A, tenemos el A1, A2, A3, A3,5 y A4, siendo la A1 menos saturada y la A4 la más saturada de color. La luminosidad disminuye con el número. Esta guía consta, pues, de las siguientes tablillas: A1; A2; A3; A3.5; A4; B1; B2; B3; B4; C1; C2; C3; C4; D2; D3 y D4. Por otra parte, el fabricante sugiere un orden diferente según el nivel de luminosidad de las tablillas (Figura.III.4.1).



Figura.III.4.1. Guía Vitapan Classical

A pesar de ser la más ampliamente utilizada, por su extrema facilidad de uso, esta escala posee muchos inconvenientes, entre los que podemos destacar:

- ✚ En caso de ser usadas para toma de color para restauraciones cerámicas, poseen un espesor inadecuado, que normalmente varía entre 4 a 5 mm, y que deberá ser reproducido en solamente 1 a 1.5mm de cerámica

- ✚ Las tablillas no cubren todo el espacio cromático dental, es decir, en ella no están representados todos los posibles colores de los dientes naturales humanos (Figura.III.4.2)
- ✚ Sus variaciones de color no están sistemáticamente distribuidas en el espacio cromático dental.

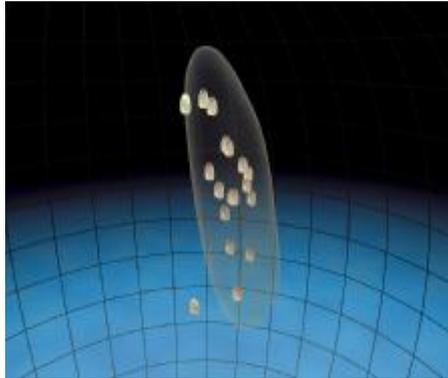


Figura.III.4.2. distribución cromática en el espacio del escala Vitapan Classical

Vitapan 3D Master: En febrero de 1998 Vita lanzó al mercado esta nueva escala con el objetivo de minimizar los problemas de la Classical. Esta guía contiene 26 tablillas (Figura.III.4.3) que están divididas en 5 grupos de acuerdo con su luminosidad. Dentro de cada grupo, las tablillas se ordenan según el croma creciente (vertical hacia abajo, 1; 1.5; 2; 2.5 y 3) y según el tono o matiz (horizontalmente, amarillento, medio y rojizo). En cada tablilla se aprecian una serie de números:

- ✚ El situado más arriba indica el grupo de valor al que pertenece la tablilla, del 1 al 5, en orden decreciente.
- ✚ El nº delante de la letra indica el croma (1, 1.5, 2, 2.5, 3) en orden creciente
- ✚ La letra indica el tono, que puede ser M (medio), L (amarillento), R (rojo).

Esta guía incorpora, además, tres colores de blanqueamiento el 0M1, 0M2, 0M3: el 0 indica alta luminosidad, el 1, 2, y 3 el nivel de croma y la M el tono, que corresponde al medio.

En esta guía, al usarla, primero se selecciona la luminosidad, luego el croma y finalmente el tono o matiz. Entre sus ventajas, que son apuntadas por el propio fabricante, están:

- ✚ La mejor distribución de muestras dentro de las variaciones de colores de los dientes naturales existentes
- ✚ Distribución sistemática de las tablillas en el espacio cromático que ocupan los dientes naturales, es decir, con distancias cromáticas uniformes, lo que mejora decisivamente la precisión si se maneja bien (Figura.III.4.4).



Figura.III.4.3. Vitapan 3D-Master

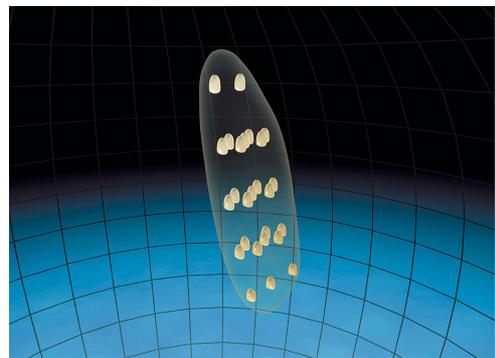


Figura.III.4.4. Distribución de las tablillas de la Vitapan 3D-Master en el espacio cromático dental

Chromascop: Esta guía es la utilizada por Ivoclar Vivadent en sus sistemas cerámicos. Presenta 20 muestras divididas en 5 grupos de matices, según la siguiente numeración: 100(Blanco), 200(amarillo), 300(marrón claro), 400(gris) y 500 (marrón oscuro). Cada grupo posee 4 muestras (Figura.III.4.5) ordenadas en croma creciente, con el número 10 correspondiendo al más bajo y el 40 al más elevado. Se utiliza de forma similar a la Vita Classical, eligiendo primero el matiz y luego el nivel de croma.

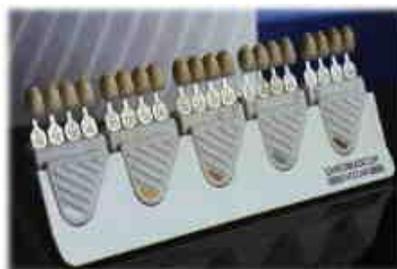


Figura.III.4.5. Guía Chromascop

III.4.2. Medición del color mediante sistemas instrumentales

En la actualidad existen un importante número de sistemas comerciales diseñados para ayudar a clínicos y a los técnicos de laboratorio en el manejo del color en la práctica clínica. Entre ellos se incluyen colorímetros, espectrofotómetros, analizadores digitales del color e instrumentos híbridos que combinan estas tecnologías.

III.4.2.1. Colorímetros

El primer colorímetro específicamente diseñado para medir el color en los dientes fue el Chromascan, a principios de los 80. Tuvo poco éxito por la dificultad de su uso y la limitada precisión.

El ShadeEye NCC (Natural Color Concep) Chroma Meter (Shofu Dental) supuso la segunda generación de colorímetros dentales. Este instrumento, que fue desarrollado por Minolta y Shofu, es del tipo sonda de contacto con ventana circular que usa un flash de xenon pulsado para iluminar la superficie dentaria. La luz se proyecta sobre el diente en forma de donut, de manera que el centro de la sonda (por donde no sale luz) recibe la luz que despiden el diente, y a través de una guía de luz este haz reflejado llega al detector, que es el que lleva a cabo la cuantificación.

El diseño del tipo del instrumento y la naturaleza translúcida del diente hacen que la medición pueda verse afectada por el “scattering”, es decir, que parte de la luz se pierda para la lectura, que no pase por la ventana del instrumento. Esto hace que, p.e., una cerámica aparentemente igual que un diente natural, de diferente lectura. Para corregir esta discrepancia, se ha incorporado al ShadeEye un sistema de selección previa del material sobre el que se va a trabajar y que hay que seleccionar antes de la calibración del instrumento. Esta selección del modo seguramente modifica los algoritmos matemáticos que utiliza el dispositivo para la medida del color. Tras la selección del modo (diente, porcelana o blanqueamiento), se calibra y se selecciona el diente a medir. Se hacen de 3 a 5 medidas y la media es la que se suministra finalmente. Suministra los siguientes datos: Número de diente, color en Vita 3D Master, Chromascop, Vita Classical, NCC and Biodent., y ratios opaquer/cuerpo/esmalte que el técnico puede aplicar. Está diseñada para el Vintage Halo Porcelain System (Shofu Dental) aunque trae referencia también a otros sistemas cerámicos.

III.4.2.2. Espectrofotómetros

El Vita Easyshade es un espectrofotómetro portátil. Consiste en una especie de pistola de mano conectada a una base a través de una fibra óptica. El tipo de salida de la pieza de mano se cubre con una lámina muy fina de poliuretano si se coloca en la superficie dental.

La pieza de mano presenta fibras ópticas para la iluminación de la superficie (halógenas) y múltiples espectrómetros para el proceso de medida. Uno monitoriza la emisión de la luz mientras que los otros dos miden la luz dispersa por el diente a dos distancias diferentes al punto donde incide para evitar el “scattering” en lo posible.

III.4.2.3. Sistemas de análisis digital

Los nuevos dispositivos para la medición del color dental se basan en sistemas digitales de análisis de imagen que se combinan con valoraciones colorimétricas que dan lugar a auténticos mapas de color.

El primero de estos sistemas es ShadeScan (Cynovad). Consiste en una especie de una pieza de mano que consta, entre otras cosas, de un sistema de iluminación halógena y una pantalla LCD desde donde se monitoriza la imagen a captar. El sistema graba la imagen e incluso, comentarios del operador. Los datos se almacenan en un archivo que se puede visualizar mediante un software que genera el “mapa” cromático, o que se manda directamente al laboratorio donde con un sistema informático equivalente, proceden a su visualización. Suministra datos en Vita Clásica e incluso un mapeado del tono, croma, y luminosidad. Permite la comparación de imágenes mediante software específico (Shade Check) o la predicción de los resultados del blanqueamiento (ShadeWhite).

El ShadeVision System (X-Rite) (Figura.III.4.6) combina también un sistema de análisis de imagen digital con un colorímetro y básicamente consta de los mismos componentes que el anterior, aunque su sistema difiere en su funcionamiento.

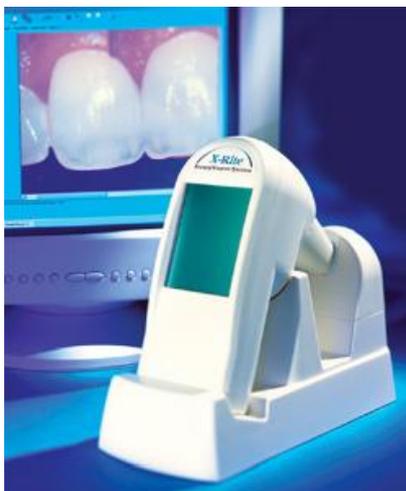


Figura.III.4.6. ShadeVision System (X-Rite)

III.4.2.4. Sistemas híbridos

El SpectroShade es el único dispositivo que combina el análisis digital de imágenes con el espectrofotométrico. Es el más completo, complejo y, además, el más caro. Es el más flexible de utilizar. La unidad consta de una fuente de luz halógena y la luz reflejada se transmite a dos detectores CCD (charge-coupled-device) a través de un sistema de lentes: uno de usa para generar la imagen en color digital del diente y el otro (detector blanco-negro) para el análisis espectral. La imagen en tiempo real del diente se ve en el monitor. El sistema hace un análisis espectral (curva espectral) en la imagen pixel a pixel lo que representa una cantidad enorme de datos. Una vez realizada la captura y el análisis espectral de los píxeles de la imagen, el software ofrece muchas posibilidades: da el color del diente completo y por tercios (gingival, medio, incisal) en varios sistemas, permite muchos tipos de análisis: compara imágenes (antes y después de un blanqueamiento, imagen del diente y con la de la corona en el laboratorio etc).

El ClearMatch System es el más reciente. Se utiliza con Windows y sirve cualquier cámara digital. Como el resultado de una imagen digital depende de un montón de variables (características espectrales de la luz del flash, de la ambiental, la fotosensibilidad del CCD de la cámara, características de los filtros etc), esta tecnología permite controlar todas estas variables y estandariza los registros. El programa corrige y calibra la imagen inicial y ofrece un mapa cromático del diente. El programa además permite cargar las guías de color de los sistemas cerámicos o cualquier otra y ofrecer los datos en ellas.

Como conclusión podemos decir que probablemente en un futuro no muy lejano dispongamos de sistemas de medición digital de color, sencillos de utilizar, fiables y a un precio asequible.

Capitulo IV

Material & Método

Se describen en este capítulo, en primer lugar, el material odontológico de trabajo de laboratorio, el dispositivo de medida y las condiciones experimentales del registro de la reflectancia espectral y coordenadas cromáticas de las muestras de los composites estudiados en este trabajo.

En segundo lugar, se expone el procedimiento utilizado para la medición las características cromáticas de las muestras y así mismo se describen las fórmulas de diferencia de color sistemas CIELAB y CIEDE2000.

Finalmente, se presentan los procedimientos matemáticos que han sido aplicados a las medidas experimentales realizadas en el estudio

IV.1. Materiales Dentales

Dos sistemas de composites dentales fueron seleccionados para este estudio: Artemis (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), y Esthet-X (Dentsply-DeTrey, Konstanz, Alemania) (Figura.IV.1.1). La tabla IV.1.1 muestra los colores y números de lote de las muestras utilizadas en este trabajo.



Figura.IV.1.1. Presentación comercial de los composites: Jeringas de Artemis y Esthet-X

Esthet-X. Es un composite microhíbrido en el que el porcentaje en volumen de relleno inorgánico total es del 60 % y del 77% en peso. Si bien su componente principal son partículas de dióxido de silicio altamente disperso de 0,04 μm de diámetro, el fabricante afirma que incorpora un “vidrio patentado”, cuyas características no especifica, que determina que el tamaño medio de partícula final del material sea $<1\mu\text{m}$. La matriz orgánica está compuesta de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA).

El sistema ofrece una gama de 31 tonos y 3 opacidades (Opaco, Cuerpo o “Body” y Esmalte). Esta presentación permite la estratificación, es decir, la colocación en capas del material respondiendo a una filosofía: reponer cada zona dentaria (“de dentro a afuera”) con un material que se asemeje en cuanto a sus cualidades ópticas en general, al tejido al que reemplaza. Los tonos opacos (que se identifican porque detrás del tono incorporan la letra “O”, p.e. A2-O), están diseñados para dar suficiente opacidad y bloquear las zonas

oscuras de la boca o cubrir las manchas de los dientes. Los tonos “cuerpo” o “body”, son los tonos “dentina” y, en principio, son más translúcidos que los anteriores. Los esmaltes (que se identifican porque detrás del tono incorporan la letra “E”, p.e. Y-E) son los tonos de menor opacidad y sirven para reproducir la translucidez del esmalte natural.

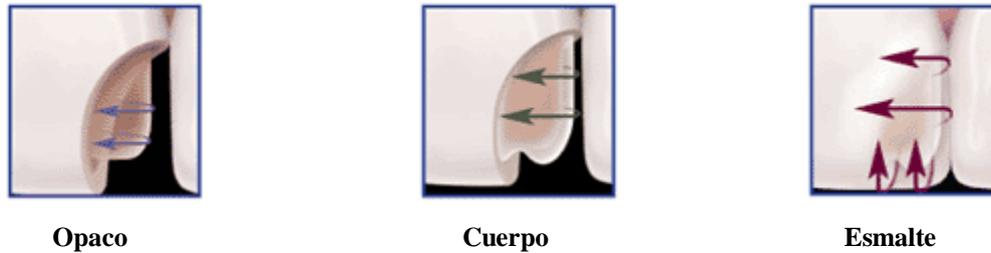


Figura.IV.1.2. Secuencia de colocación recomendada por el fabricante de las tres tipos de presentaciones de Esthet-X

De entre los 31 tonos de los que consta la gama se seleccionaron un total de 16: cuatro opacos, ocho cuerpos o “bodies” y cuatro esmaltes. La tabla.IV.1.1 muestra los colores y números de lote de las jeringas utilizadas en este trabajo.

Artemis. Se trata de un composite microhíbrido con un contenido total de relleno inorgánico del 75-77% en peso, un 55-58% en volumen, y un diámetro de partícula que oscila entre 0,04-3,0 μ m. El tamaño medio es de 0,6 μ m. Su matriz orgánica se compone de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA). Contiene trifluoruro de yterbio.

Al igual que el sistema Esthet-X permite la realización de diversas modalidades de estratificación. Es uno de los sistemas más completos en cuanto a oferta de colores disponible. El sistema Artemis ofrece un total de 40 tonos diferentes: 12 “dentinas” (tonos “D”), 20 esmaltes cromáticos (tonos “E”), 3 esmaltes translúcidos (“Clear”, “Superclear” y “Amber”), 2 esmaltes para efectos (“Blue” y “White”) y 3 esmaltes de “valor” (“Low”, “Médium” y “High”). De esta amplia gama se seleccionaron 17 colores para la realización del presente trabajo, tonos que están especificados, junto con el número de lote de las jeringas en la tabla.IV.1.1.

Material	Color	Nº de lote	Fabricante
Artemio	Super Clear Effect (SC)	F34461	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein
	Amber Effect (AE)	F29913	
	Clear Effect (C)	F34462	
	Blue Effect (BE)	F29478	
	White Effect (WE)	F26569	
	EA1	F45383	
	EA2	F42804	
	EA3	G16805	
	EB2	F15278	
	ED2	F14794	
	DA2	F39767	
	DA3	G16503	
	DD2	F14783	
	EC2	F33695	
	DB3	F27974	
	DC4	F24479	
	DA4	F25457	
Esther-X	A-E	0-410207	Dentsply Caulk Milford, De 19963-0359, Konstaz
	Y-E	0-31204	
	A2	0-601071	
	A2-0	0-501125	
	A3	0-40928	
	A3,5	0-501052	
	C2	0-408241	
	B2	0-404283	
	B2-0	0-411171	
	A1	0-40925	
	C3	0-410087	
	C40	0-311251	
	D2	0-40813	
	D30	0-307251	
	GE	0-307216	
	CE	0-406172	

Tabla.IV.1.1. Resinas usadas en este trabajo

Dado de uno de los objetivos de nuestro trabajo es evaluar la translucidez, para no extender innecesariamente nuestro trabajo, este parámetro sólo se estudió en algunos de los tonos seleccionados en este estudio. Concretamente el análisis de la translucidez se realizó en nueve tonos. En la tabla IV.1.2, se muestra los tonos sobre los que se llevó acabo el estudio de translucidez.

Material	Shade	Batch N°
Artemis	SC(Super clear Effect)	F34461
	C(Clear Effect)	F34462
	EA3	G16805
	DA3	G16503
Esthet-X	A2-0	0501125
	A3	040928
	A1	040925
	GE (Grey Enamel)	0307216
	CE(Clear enamel)	0406172

Tabla.IV.1.2 Resinas usadas para la medida de la translucidez.

IV.1.1. Portamuestras

El espesor es una de las variables a considerar cuando se realizan mediciones de color en resinas compuestas. Por este motivo, se prepararon portamuestras que permitieran preparar “pastillas” de material de un determinado espesor. Se diseñaron portamuestras de 0,5, 1 y 2mm de espesor (Figura.IV.1.3).

En el caso de los portamuestras de 0,5mm se realizaron perforaciones con un sacabocados de 6mm de diámetro en una plancha de acetato de 0,5mm de grosor. En este pocillo se situaría posteriormente el material. Este diámetro también fue, igualmente, el empleado para los portamuestras de espesores de 1 y 2mm. En el caso de los portamuestras de 1 y 2 mm de espesor, se utilizaron portaobjetos de vidrio de 1mm. En el primer caso, se utilizó un único vidrio, mientras que en el segundo dos portas se pegaban para conseguir el espesor deseado (2mm). A continuación, se realizó la preparación de los pocillos de 6mm de diámetro perforando con turbina y fresas de diamante.



Figura.IV.1.3. Portamuestras usados en este trabajo

IV.1.2. Material para la manipulación de las muestras

Para la condensación del composite en los pocillos de los portamuestras se utilizó un instrumento plástico y tiras de acetato de 8mm de anchura.

IV.1.3. Saliva artificial

El almacenamiento de las muestras durante el periodo de tiempo que duraba la fase experimental del estudio se realizó sumergiéndolas en unos pocillos que contenían saliva artificial, que presentaba la siguiente composición (Hosoya y Goto, 1992; Hosoya, 1999):

NaCl.....	0.4 g/l
KCl.....	0.4 g/l
NaH ₂ PO ₄ 2 H ₂ O.....	0.78 g/l
CaCl ₂ 2 H ₂ O.....	0.79 g/l
Na ₂ S 5 H ₂ O	0,005 g/l
CO (NH ₂) ₂	1.0 g/l
Agua Bidestilada.....	1.000 ml

IV.1.4. Lámparas de fotopolimerización

Se han utilizado dos unidades de fotoactivación, la Bluelight S (Mectron, Carasco, Italy), una halógena de alta intensidad y la Bluephase (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), una lámpara LED.

Lámpara Bluelight S (Figura.IV.1.4): Lámpara de alta irradiancia para la polimerización de materiales fotopolimerizables de todo tipo. Emite en un intervalo de longitudes dentro del visible (400-510nm), por tanto, en la zona de los azules, con un pico máximo de emisión entre 460-480 nm. Tiene 52W de potencia y una irradiancia, según el fabricante, >800 mW/cm². Una señal acústica avisa en intervalos de 20s de tiempo de irradiación. Incluye tres programas:

- El “fast”, con irradiancia máxima y constante >800 mW/cm².
- El "Slow Rise", con un progresivo incremento de la irradiancia para evitar los problemas derivados de la polimerización de las resinas compuestas.
- Un programa “Bleaching” para blanqueamiento dental.



Figura IV.1.4. Lámpara Bluelight

Estas funciones presentan tiempo preestablecidos de irradiación, aunque son modificables por el usuario. El dispositivo incorpora un sistema para detección y aviso de errores de funcionamiento así como un ventilador para disipar el calor generado. En este trabajo, únicamente se utilizó el programa “fast” de irradiancia constante.

Lámpara Bluephase (Figura.IV.1.5): Lámpara LED que permite trabajar a alta irradiancia mediante programas preestablecidos. Emite dentro del rango visible, concretamente entre 430-490nm. Su potencia es de 8W, y la irradiancia, según el fabricante, es de $1100\text{mw}/\text{cm}^2 \pm 10\%$. Incluye un radiómetro que permite la monitorización de su rendimiento.



Figura IV.1.5. Lámpara Bluephase

La lámpara Bluephase está equipada con tres programas de polimerización para las distintas indicaciones:

- a) HIP (High Power): Irradiancia de 1100 mW/cm^2 constante; se ajusta el tiempo de irradiación en intervalos de 10s.
- b) LOP (Low Power): Irradiancia de 650 mW/cm^2 , baja intensidad constante durante 10 o 20 s.
- c) SOF (Soft Power): en este programa el dispositivo incrementa progresivamente su irradiancia.

En este trabajo, únicamente se utilizó el programa “HIP” de irradiancia constante.

Para garantizar que la irradiancia proporcionada por el fabricante era realmente la que presentaban nuestras lámparas de fotopolimerización, ajustar los tiempos de exposición y así cumplir con las condiciones de fotoactivación establecidas en el protocolo, realizamos su medida radiométrica y espectral. Para ello, se empleó un espectrorradiómetro SpectraScan modelo PR-650, provisto de un difusor coseno CR-600. Dicho dispositivo permite la medida de la irradiancia. La figura IV.1.6., muestra el espectro de emisión de las dos lámparas. La irradiancia total medida de las dos lámparas es de 1.400 mW/cm^2 para Bluelight y 1.100 mW/cm^2 para Bluephase.

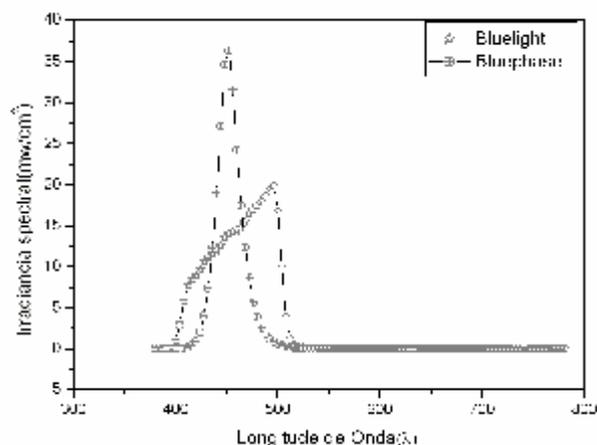


Figura IV.1.6. Irradiancia espectral de las lámparas usadas

IV.2. Dispositivo de medida.

IV.2.1. Cabina de iluminación

Para la medida del color, las muestras se colocaban en el centro de una cabina Verivide CAC Portable (Leslie Hubble Limited, Leicester, UK), de dimensiones interiores 630mm de anchura, 275mm de longitud y 280mm de profundidad, para iluminar las muestras en condiciones estandarizadas. La figura IV.2.1 ilustra una imagen de esta cabina.



Figura.IV.2.1. Cabina Verivide CAC Portable

Esta cabina dispone de cuatro fuentes luminosas: D65, F, TL84, UVB. La fuente D65 es una lámpara fluorescente de espectro visible cercano al de luz día. La Comisión Internacional de Iluminación (CIE) recomienda esta fuente de luz ya que entra en las tolerancias fijadas por el British Standards BS 950 Part1 (BS 950-1, 1967). La lámpara TL84 es también una lámpara fluorescente, de emisión cercana a la establecida por el ilumina F11 de la Comisión Internacional de Iluminación (CIE, 1986) y está recomendada como fuente idónea para la iluminación de los grandes almacenes. La fuente F es una lámpara de filamento, recomendada también por el British Normal BS 950 para las pruebas de metamerismo y siempre que se interese por un alumbrado doméstico. La lámpara UVB es una fuente ultravioleta.

En este trabajo, sólo utilizamos la fuente D65. La figura IV.2.2 muestra la radiación espectral correspondiente a esta medida en el centro de la cabina CAC 120 con un espectralradiómetro SpectraScan PR 704 (descrito a continuación). La figura IV.2.3 muestra la distribución espectral relativa al iluminante del CO que corresponde a la fuente

D65. Como se puede observar, la irradiancia espectral de la fuente luminosa y la distribución espectral del iluminante correspondiente son muy similares

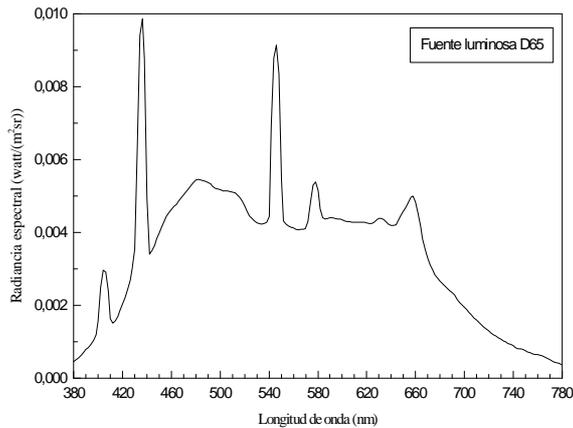


Figura IV.2.2. El espectro de irradiancia de la fuente D65

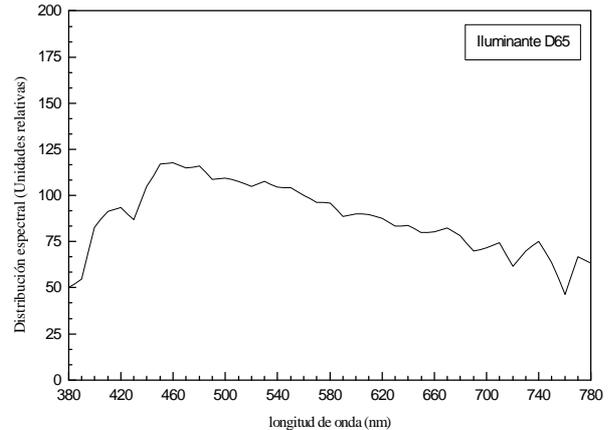


Figura IV.2.3. Distribución espectral de la iluminante utilizada

El tiempo de uso recomendado por el fabricante de la fuente D65 es del orden de 2000 horas.

IV.2.2. Espectrorradiómetro

Para medir las coordenadas de cromaticidad de las muestras, utilizamos un espectrorradiómetro SpectraScan modelo PR-704 de Photo Research con su correspondiente software (Figura.IV.2.4). Las características fundamentales de este aparato se describen a continuación.

Consta de un cabezal óptico con un espejo de apertura tipo Pritchard que dirige la radiación óptica incidente hacia una red de difracción o hacia el ocular. A continuación de la red de difracción se halla una matriz lineal de fotodiodos detectores que tiene 256 elementos o pixels, enfriados termoeléctricamente a 0°C en una cámara sellada para eliminar virtualmente la contaminación por el polvo y las fluctuaciones de temperatura, estando además presurizada con nitrógeno para prevenir la condensación.

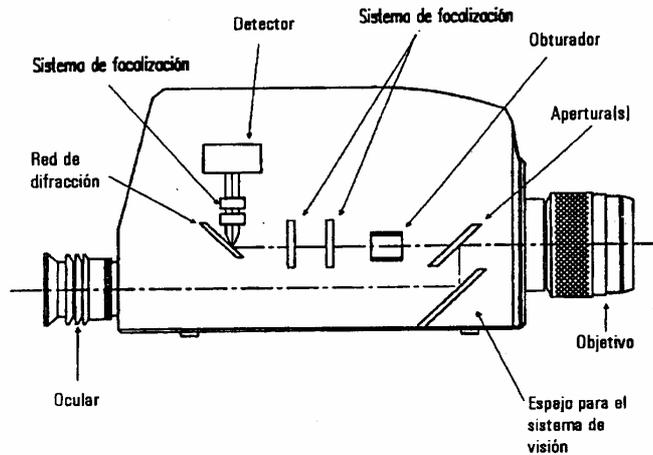


Figura IV.2.4. Esquema de los componentes del espectrorradiómetro PR-704/PC de Photo Research

Teniendo en cuenta el rango del espectro de medida (380-780nm), cada píxel mide en incrementos de 1.6nm, aunque los resultados se expresan en incrementos de 2nm por conveniencia. Antes de realizar la medición, cada detector se recarga eléctricamente. Dicha carga disminuye al incidir radiación sobre el elemento y se traduce en una señal analógica que transmite a la tarjeta controladora instalada en el ordenador, a través del cable que conecta el espectrorradiómetro con él. Un convertidor analógico digital de 12 bits en la tarjeta transforma la señal analógica en su equivalente digital para realizar los cálculos adecuados.

En cuanto al error asociado a las medidas, el fabricante indica que, en el caso de medidas fotométricas absolutas, es menor de 4.1% y si son relativas, del 1 al 2%. En cuanto al error asociado para coordenadas de cromaticidad (x, y) se indica un ± 0.003 . Este espectrorradiómetro dispone de software apropiado (spectra-view 2.10), desarrollado por Photo-Research y que incluye, entre otras opciones, las siguientes posibilidades:

- ⇒ Cálculo de luminancia, iluminancia, radiancia, irradiancia y temperatura de color.
- ⇒ Cálculo de los valores triestímulo X, Y, Z coordenadas de cromaticidad en los sistemas CIE1931, CIE 1976 (L^*a^* , b^*) y CIE 1976(L^*u^* , v^*), longitud de onda dominante y pureza colorimétrica.

Al medir el color, para calcular las coordenadas en cualquiera de los sistemas CIELAB y CIEDE2000 el blanco de referencia ha de medirse bajo las mismas condiciones

que la muestra correspondiente. En nuestro caso el blanco de referencia utilizado es el proporcionado por el fabricante del espectroradiómetro. Se trata de una superficie normal de sulfato de bario presurizado de dimensión 50 x 50 mm, situada en una caja construida para evitar todo contacto con la luz o de otros agentes exteriores, lo que garantiza una buena conservación. La medida espectroradiométrica de este blanco de referencia proporciona información sobre la fuente de luz utilizada. Los valores triestímulo obtenidos, como se ha comentado, son indispensables para el cálculo de los datos CIELUV y CIELAB o CIEDE2000 de las muestras.

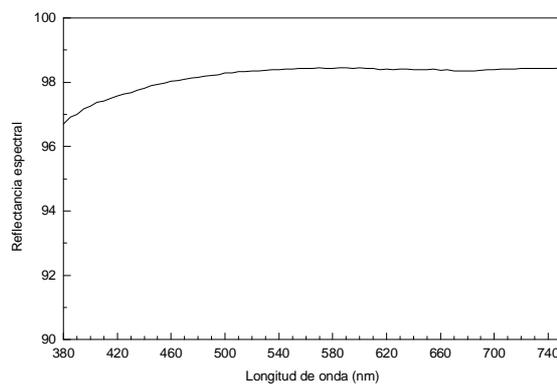


Figura IV.2.5. La reflectancia espectral del blanco utilizado

La Figura IV.2.5 presenta un ejemplo de reflectancia espectral (de 5 en 5nm entre 380 y 750nm) de este blanco. Como podemos observar, se trata de una superficie de gran reflectancia, prácticamente constante en la zona visible

IV.3. Método Experimental

IV.3.1. Ambiente de trabajo

La preparación de las muestras se realizó en el laboratorio del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada, en la oscuridad, para evitar la polimerización por efecto de la luz ambiental de las resinas compuestas.

IV.3.2. Preparación y manipulación de las muestras de composite

Con el instrumento plástico se condensaba el composite a estudiar en el pocillo del portamuestras correspondiente, siguiendo las instrucciones de manipulación recomendadas por el fabricante. La condensación del material se realizaba colocando el portamuestras sobre un portaobjetos y, para evitar que las resinas se adhirieran a su superficie y conseguir que la superficie inferior del cilindro de material tuviera un acabado adecuado, la condensación se realizó interponiendo entre ambos una tira de acetato. Tras rellenar el pocillo, se colocaba otra sobre la superficie superior, y sobre ésta otro portaobjetos. Mediante presión se eliminaba el exceso de material y, tras colocar de nuevo la tira de acetato, la muestra ya estaba lista (Figura IV.3.1).



Figura IV.3.1. Muestra preparada

Antes de proceder a medir el color sin polimerizar de la muestra, con la técnica que se describirá posteriormente, se retiraban las portas superiores e inferiores, manteniendo las tiras de acetato ya que previamente se ha demostrado que su presencia no afecta a la medida del color de la muestra. La técnica descrita asegura un acabado superficial del material homogéneo y que no interfiere con los resultados de la medida del color.

Una vez medido el color pre-polimerización, a continuación se fotoactivaba con la lámpara correspondiente, colocando el tip directamente en contacto con la hoja de acetato que cubría la superficie superior de la muestra. Para estandarizar la distancia entre la fuente de luz y la muestra, antes de la polimerización, situamos un portaobjetos de 1mm de

espesor sobre la muestra. Cada muestra, era entonces polimerizada situando el tipo de la lámpara sobre el portaobjetos.

En todos los casos se aplicó 18 J/cm^2 para asegurar una óptima polimerización (Rueggeberg y cols, 1993; Sakaguchi y cols, 1998; Uno y cols, 2003), por lo que el tiempo de exposición se ajustó teniendo en cuenta la irradiancia de cada lámpara, es decir, 13 segundos para BlueLight y 17 para Bluephase.

Tras el fraguado, se volvía a medir el color de la muestra post-polimerización, de la misma manera como se había realizado antes del fraguado. Tras esta segunda medida, las muestras se almacenaban en saliva artificial colocándolas en pocillos individuales (Figura.IV.3.2) siguiendo la norma ISO (International Standard Organisation) a temperatura ambiente de $23 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ hasta el momento de realizar la siguiente medida del color.



Figura.IV.3.2. Muestras almacenadas

En total fueron objeto de estudio un total de 33 tonos de composite, sumando los correspondientes a cada marca. Se prepararon un total de tres muestras de cada tono para cada espesor y para cada lámpara. Para la realización de la experiencia se prepararon 594 muestras pre-polimerizadas. La distribución de las muestras se realizó de la siguiente forma: tres grupos de 99 ($198 \times 3 = 594$) muestras, correspondientes a cada espesor de composite (0.5, 1, 2mm). A su vez cada grupo es distribuido en dos subgrupos de 99 muestras para cada tipo de lámpara. Ya que cada muestra, fue nuevamente medida

inmediatamente después de la polimerización, a las 24 horas y a los 30 días, podemos indicar que se han realizado un total de $594 \times 4 = 2376$ medidas de color. A este número de medidas hay que añadir las correspondientes a las 648 medidas de la translucidez.

IV.3.3. Medición del color de las muestras

Es bien conocido que en la medida del color, las condiciones experimentales de medida influyen de forma significativa. De hecho, en el campo de la restauración dental las condiciones experimentales varían extraordinariamente entre los diferentes estudios, lo que dificulta la interpretación de los resultados. Con respecto a la geometría y la iluminación utilizada para medir el color de las resinas de composite, Lee y cols (2001b) emplearon varios tipos de iluminaciones (A, D65 y C) y diferentes geometría y llegaron a la conclusión de que la diferencia de color obtenida está influenciada por el tipo de la geometría y la iluminación estándar usada.

Para nuestro estudio hemos empleado una fuente simuladora del iluminante D65 y la geometría de iluminación/medida fue CIE 45°/0° y el observador Standard CIE 1964, 10°. Empleamos este iluminante y geometría por ser el iluminante recomendados por la CIE (CIE, 2004).

Para la medida, el portaobjetos donde se encuentra la muestra se situaba sobre un soporte con una inclinación de 45°. Dicho soporte se situaba en la parte central de la cabina de iluminación.

En los materiales translucidos, es importante tener en cuenta que el valor de las coordenadas cromáticas depende del fondo sobre el que es colocada la muestra. A este respecto, para la medida del color empleamos como fondo un acromático de luminancia media ($L^*=50$) del libro Munsell. Y para la medida de la translucidez se emplearon fondos acromáticos, blanco y negro de coordenadas de cromaticidad $L'_B=99,20$, $a'_B=-0,47$, $b'_B=3,06$ y $L'_N=2,84$, $a'_N=0,66$, $b'_N=1,90$), respectivamente. Dichas láminas de papel se sitúan entre el soporte y el portaobjetos donde se ha perforado el pocillo donde se encuentra la muestra (Figura.IV.3.3).



Figura.IV.3.3. Fotografía del dispositivo experimental en las condiciones de medida

Una vez situada la muestra sobre el soporte, se colocaba el espectrorradiómetro frente a la muestra y se realizaba la medida. Para evitar luces parásitas, el laboratorio se encontraba en total oscuridad. Para mantener las condiciones de medida, el soporte era fijó a la cabina de iluminación y se fijó la posición del espectrorradiómetro respecto a la cabina.

Como se ha comentado anteriormente, para calcular las coordenadas en cualquiera de los sistemas CIELUV Y CIELAB el blanco de referencia ha de medirse bajo las mismas condiciones que la muestra correspondiente. Por ello, cada vez que finalizaba una sesión de medidas se procedía a la medida de la superficie de sulfato de bario presurizado, colocando esta superficie la misma posición y altura que anteriormente había sido situada la muestra de resina de composite.

Se realizaron medidas en diferentes tiempos: t_0 (antes de polimerizar), t_1 (a los 5 min de la fotoactivación), t_2 (a las 24 h de la fotactivación), t_3 (a las 30 días).

IV.4. Fórmulas de diferencias de color

Para la evaluación de los variaciones que se producen en el color de las resinas de composites dentales cuando alguno de los parámetros objetos de nuestros estudio, lámpara de polimerización, espesor o tiempo son modificados, emplearemos, el sistema de

especificación de color CIELAB y su diferencia de color asociada ΔE^*_{ab} . Por ello creemos conveniente realizar algunas consideraciones al respecto de este sistema, empezando por resaltar el hecho de que es en la actualidad, hasta la esperadas nuevas recomendaciones de la CIE es, junto a CIELUV, el sistema de especificación de color recomendado por la Comisión Internacional de Iluminación (CIE, 2004)

En 1976 la CIE recomendó el uso de dos sistemas de especificación del color CIELAB y CIELUV, con sus correspondientes fórmulas de diferencia de color asociadas, principalmente con el deseo de promover una uniformidad en la práctica de la medida del color. A lo largo del tiempo han sido muchos los sistemas de especificación del color y las diferencias de color que se han propuesto (Melgosa y cols, 1990) buscando mejorar la correlación entre medidas de color y percepción visual. A pesar de los avances conseguidos en este sentido, es importante destacar que habitualmente resulta imposible pasar la diferencia de color de unos sistemas a otros, con la consiguiente dificultad para el intercambio de información en aplicaciones industriales y en trabajos científicos.

Los sistemas CIELAB y CIELUV son considerados por la CIE como espacios aproximadamente uniformes. En 1976 la CIE no pudo recomendar sólo uno de estos sistemas ya que los datos experimentales no indicaban superioridad de ninguno de ellos. En la literatura encontramos numeros detalles sobre el proceso que condujo a estos sistemas (Robertson, 1977; Robertson, 1990; Berns, 2000). En esta Memoria, nos limitaremos a recordar las ecuaciones que definen a CIELAB, y a realizar algunas breves observaciones respecto a la misma.

Las ecuaciones que definen CIELAB en función de los valores triestímulo son las siguientes:

$$L^* = 116 \left(\frac{Y}{Y_0} \right)^{\frac{1}{3}} - 16 \quad \text{para} \left(\frac{Y}{Y_0} \right) > 0.008856$$

$$L^* = 903.3 \left(\frac{Y}{Y_0} \right)^{\frac{1}{3}} \quad \text{para} \left(\frac{Y}{Y_0} \right) \leq 0.008856$$

$$a^* = 500(f(X/X_0) - f(Y/Y_0))$$

$$b^* = 200(f(Y/Y_0) - f(Z/Z_0))$$

Donde la función f tiene la forma siguiente:

$$f(a) = a^{1/3} \quad \text{para } a > 0.008856$$

$$f(a) = 7.787a + \frac{16}{116} \quad \text{para } a \leq 0.008856$$

Dicha fórmula puede calcularse de acuerdo a las siguientes expresiones:

$$L^* = f\left(\frac{Y}{Y_n}\right); \quad a^* = \frac{500}{116} \left(f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) \right)$$

$$b^* = \frac{200}{116} \left(f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right) \right)$$

Donde

$$\text{Siendo} \quad f(R) = 116R^{1/3} - 16 \quad \text{Si } R \geq 8$$

$$f(R) = \left(\frac{29}{3}\right)^3 R \approx 903.3R \quad \text{Si } R < 8$$

El subíndice “n” indica los valores triestímulo del blanco de referencia.

Una característica importante de CIELAB es la posibilidad que ofrece de realizar una especificación del color en coordenadas cilíndricas, que se correlacionan con la claridad, e tono y la saturación (los clásicos atributos psicológicos del color). En la figura IV.4.1 se tiene una representación de las coordenadas croma y ángulo de tono. Esta característica fue recogida por la CIE en 1976, siendo las expresiones para el croma y el ángulo de tono las siguientes:

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

$$h = \tan^{-1}\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$

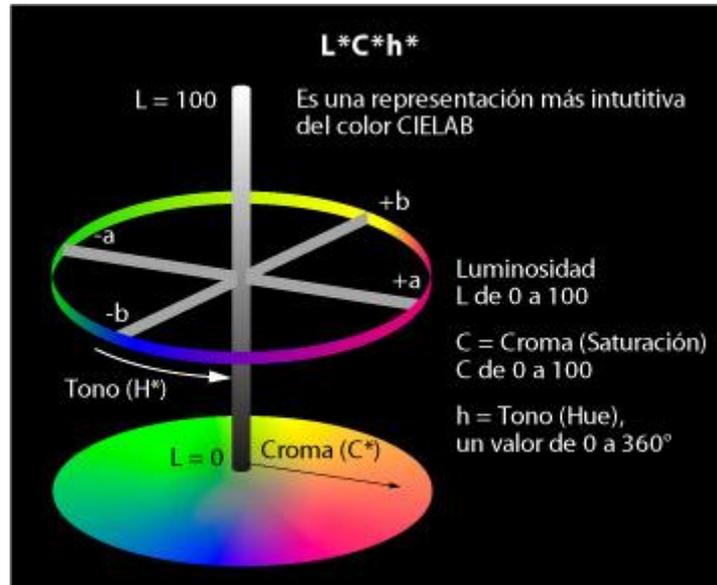


Figura.IV.4.1. Espacio cromático de CIELAB

Queremos señalar que en la actualidad el uso de CIELAB está ampliamente difundido y su empleo es mayoritario en la práctica industrial. Además en base a CIELAB se han desarrollado muchas de las fórmulas de diferencia de color que actualmente se emplean, en particular la fórmula CIE94 (CIE, 2001) y la fórmula CIEDE2000 (CIE, 2004; Luo y cols, 2001). En cualquier caso el uso de estas nuevas fórmulas, no reemplaza aún, según la CIE, el empleo de CIELAB como sistema de especificación del color. La obtención de un nuevo sistema de especificación que supere estos sistemas, es más compleja que la resolución en la evaluación de diferencias de color.

Para finalizar, queremos indicar que el sistema CIELAB es el más empleado en los trabajos realizado, hasta la actualidad en Odontología, lo cuál permitirá realizar comparaciones con dichos estudios.

La expresión de la diferencia de color en el espacio CIELAB viene dada por las siguientes expresiones:

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

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta C^{*2} + \Delta H^{*2}}$$

Hasta ahora en el campo de la restauración dental, como se ha indicado, para la especificación del color y el cálculo de diferencias color se ha empleado el sistema CIELAB y su diferencia de color asociada ΔE^*_{ab} . Con el objeto de obtener, una mejora de la correlación entre las diferencias color perceptibles y las instrumentales en las aplicaciones industriales, ha sido desarrollada recientemente (Luo y cols, 2001; CIE, 2004) una nueva diferencia de color, llamada CIEDE2000. Dicha fórmula incorpora correcciones específicas a la no uniformidad del CIELAB, llamadas funciones de peso y designadas por S_L , S_C , and S_H y unos parámetros que tiene en cuenta la influencia de las condiciones de iluminación y observación en la evaluación de la diferencia de color. Dichos parámetros (K_L , K_C y K_H) son llamados factores paramétricos. La CIE (CIE, 2004) indica que bajos unas condiciones experimentales de referencia (CIE, 2004; CIE, 1995), usuales en la práctica industrial, el valor de cada factor es igual a la 1.0. La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 (CIE, 1995; CIE, 2001; Luo y cols, 2001) viene dada por la expresión:

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

Donde $\Delta L'$, $\Delta C'$ $\Delta H'$ son las diferencias en luminancia, cromas y tono para un par de muestras en CIEDE2000, y R_T es una función, llamada término de rotación que da cuenta de la interacción entre las diferencias en cromas y tono en las región de los azules.

Además de los términos antes mencionados, en la fórmula se incluye una modificación del eje a^* de CIELAB, con el fin de logra un mejor acuerdo con las diferencias de color percibidas para los colores de bajo cromas, colores neutros. La modificación incrementa la magnitud de valores a' comparados con los valores de a^* para dichos colores. Cabe hacer notar que esta transformación de a^* en a' , no supone una redefinición de CIELAB, sólo tiene efectos en cuanto al cálculo posterior de la diferencia de color.

La transformación es como sigue:

$$L' = L^*$$

$$a' = a^* (1 + G)$$

$$b' = b^*$$

Los valores transformados L' , a' y b' se usan en el cálculo del ángulo de tono, croma y las diferencias en luminosidad, croma y tono, y estas cantidades se designan con una prima. Su cálculo se realiza de acuerdo a las siguientes expresiones

1. Cálculo de C_i' y h_i' :

$$C_{i,ab}^* = \sqrt{(a_i^*)^2 + (b_i^*)^2} \quad i = 1, 2$$

$$\bar{C}_{ab}^* = \frac{C_{1,ab}^* + C_{2,ab}^*}{2}$$

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

$$a_i' = (1 + G)a_i^* \quad i = 1, 2$$

$$C_i' = \sqrt{(a_i')^2 + (b_i')^2}$$

$$h_i' = \begin{cases} 0 \\ \tan^{-1}(b_i'/a_i') \end{cases} \quad i = 1, 2$$

2. Cálculo: $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$:

$$\Delta L' = L_2^* - L_1^*$$

$$\Delta C' = C_2^* - C_1^*$$

$$\Delta h' = \begin{cases} 0 & C_1' C_2' = 0 \\ h_2' - h_1' & C_1' C_2' \neq 0, |h_2' - h_1'| \leq 180^\circ \\ (h_2' - h_1') - 360 & C_1' C_2' \neq 0, (h_2' - h_1') > 180^\circ \\ (h_2' - h_1') + 360 & C_1' C_2' \neq 0, (h_2' - h_1') < -180^\circ \end{cases}$$

$$\Delta H' = 2\sqrt{C_1' C_2'} \sin\left(\frac{\Delta h'}{2}\right)$$

3. Cálculo la diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}):

$$\bar{L}' = (L_1' + L_2')/2$$

$$\bar{C}' = (C_1' + C_2')/2$$

$$\bar{h}' = \begin{cases} \frac{h_1' + h_2'}{2} & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ; \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' + 360^\circ}{2} & |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad (h_1' + h_2') < 360^\circ \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' - 360^\circ}{2} & |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad (h_1' + h_2') \geq 360^\circ \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ (h_1' + h_2') & C_1' C_2' = 0 \end{cases}$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(\bar{h}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{h}') + 0.32 \cos(3\bar{h}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{h}' - 63^\circ)$$

$$\Delta q = 30 \exp \left\{ - \left[\frac{\bar{h}' - 2.75^\circ}{25} \right]^2 \right\}$$

$$R_c = 2 \sqrt{\frac{C'^7}{C'^7 + 25^7}}$$

$$S_L = 1 + \frac{0.015(\bar{L}' - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L}' - 50)^2}}$$

$$S_c = 1 + 0.045\bar{C}'$$

$$S_H = 1 + 0.015\bar{C}'T$$

$$R_T = -\sin(2\Delta q)R_c$$

Como se ha comentado en el Capítulo II de la Memoria, los materiales de restauración dental mas empleados en la actualidad son los composites dentales. Estos materiales son translucidos, a imitación del diente natural, y el valor de la translucidez depende de los coeficientes de absorción y scattering de las partículas de relleno y pigmentos de su composición, así como del espesor del material.

Una de las dificultades que se encuentran para la especificación de la translucidez en estos materiales, es que ésta varía de unas longitudes a otras. Algunos autores (Johnston y Reisbick, 1997) proponen la determinación de la translucidez a partir de un único parámetro (TP) y que se define a partir de la diferencia de color. En concreto, se define como la diferencia de color entre dos muestras cuando la muestra es medida sobre fondos

neutros, blanco y negro. Dicho parámetro será el empleado para la especificación de la translucidez en nuestro estudio, y se determina de acuerdo a la siguiente expresión:

$$TP = \left[(L_B - L_W)^2 - (a_B - a_W)^2 - (b_B - b_W)^2 \right]^{1/2}$$

Si empleamos la fórmula de diferencia de color CIELAB ó TP₀₀

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

Recientes trabajos Paravina y cols (2005) muestran que existe una fuerte correlación ($r > 0.97$) entre ambas fórmulas por lo que la determinación del parámetro de translucidez es equivalente entre ambas fórmulas. Sin embargo, como veremos en el primer apartado del Capítulo de Resultados y Discusión y en un trabajo reciente de nuestro laboratorio (Pérez y cols, 2006), estadísticamente comprobamos que existen diferencia entre ambas fórmulas, por lo no se puede garantizar el uso indistinto de los parámetros TP y TP00. En nuestro estudio emplearemos TP00 para la especificación de la translucidez.

También, otros autores (Hoyosa, 1999).señalan que el estudio de esta característica óptica se realice a partir de la opacidad del material. Esta se puede determinar a partir del parámetro *constras-ratio* (CR) y que se calcula de acuerdo a la siguiente expresión: $CR=(Y_B/Y_W)$ ó $CR(\%)= 100(Y_B/Y_W)$, si se da en porcentaje.

En ambas expresiones, los subíndices B y W indican, la medida sobre fondos neutros, negro y blanco, respectivamente.

IV.5. Método de Análisis

Se expone a continuación los fundamentos matemáticos de los métodos estadísticos que han sido empleados en el trabajo, principalmente el Análisis de varianza ANOVA, análisis de regresión y correlación simple y múltiple.

Los cálculos estadísticos de los resultados obtenidos en el trabajo se han procesado utilizando el paquete de estadístico SPSS 13.0 para WINDOWS, con licencia para la Universidad de Granada.

IV.5.1. Análisis de la varianza ANOVA

La técnica del Análisis de la Varianza ANOVA* es una de las técnicas más utilizadas en los análisis de los datos de los diseños experimentales. Se utiliza cuando queremos contrastar más de dos medias, por lo que puede verse como una extensión de la prueba t para diferencias de dos medias.

El ANOVA es un método muy flexible que permite construir modelos estadísticos para el análisis de los datos experimentales cuyo valor ha sido constatado en muy diversas circunstancias. Básicamente es un procedimiento que permite dividir la varianza de la variable dependiente en dos o más componentes, cada uno de los cuales puede ser atribuido a una fuente (variable o factor) identificable.

Los modelos que permite construir el ANOVA pueden ser reducidos a la siguiente forma:

$$(\text{Valor observado}) = \sum (\text{efectos atribuibles}) + \sum (\text{efectos no atribuibles o residuales})$$

El valor observado se refiere al que se obtiene en la variable cuantitativa dependiente. Los efectos atribuibles son parámetros o variables aleatorias que son el resultado de cambios en los factores o variables independientes y, por tanto, atribuibles a ellos. Aquellos efectos no atribuibles a ningún factor controlado se denominan efectos residuales o variables aleatorias residuales.

Para usar el modelo de ANOVA debe poder suponerse que son validas una serie de condiciones:

- Ø La variabilidad de todas las muestras debe ser similar. Esta es la condición más importante.
- Ø Las muestras deben tener una distribución aproximadamente normal. Cierta alejamiento de esta hipótesis no es muy problemático.
- Ø Los tamaños de las muestras no deben ser muy dispares. Esta condición en realidad no es estrictamente necesaria, y además es controlable al realizar el experimento.

* ANOVA es un acrónimo inglés de ANAlisys Of VAriance

Si se dan las dos primeras condiciones, el modelo de ANOVA traduce la hipótesis nula de que en todos los grupos se obtienen valores similares de las variables por una condición equivalente: que las medidas (como parámetro) en los diferentes grupos son iguales.

La hipótesis que se pone a prueba en el ANOVA de un factor es que las medias poblacionales (las medias de la variable dependiente en cada nivel de la variable independiente) son iguales. Si las medias poblacionales son iguales, eso significa que los grupos no difieren en la VD y que, en consecuencia, la VI o factor es independiente de la VD.

La estrategia para poner a prueba la hipótesis de igualdad de medias consiste en obtener un estadístico, llamado F, que refleja el grado de parecido existente entre las medias que se están comparando. El numerador del estadístico F es una estimación de la varianza poblacional basada en la variabilidad existente entre las medias de cada grupo: $\sigma_1^2 = n\sigma_Y^2$. El denominador del estadístico F es también una estimación de la varianza poblacional, pero basada en la variabilidad existente dentro de cada grupo: $\sigma_2^2 = S_j^2$ (j se refiere a los distintos grupos o niveles del factor): $F = \sigma_1^2 / \sigma_2^2 = n\sigma_Y^2 / S_j^2$

Si el nivel crítico asociado al estadístico *F* (es decir, si la probabilidad de obtener valores como el obtenido o mayores) es menor que 0.05, rechazaremos la hipótesis de igualdad de medias y concluiremos que no todas las medias poblacionales comparadas son iguales. En caso contrario, no podremos rechazar la hipótesis de igualdad y no podremos afirmar que los grupos comparados difieran en sus promedios poblacionales.

IV.5.2. Regresión y correlación:

En esta sección se realiza una aproximación al análisis de regresión y correlación. El análisis de regresión es una técnica estadística de análisis multivariante que estudia las variaciones de una variable cuantitativa continua, en función de una o más variables cuantitativas continuas. La variable cuya variabilidad queremos estudiar es la variable dependiente, o respuesta y las variables en función de las cuales varía son las variables independientes, también llamadas variables predictoras.

El objeto del análisis de regresión es predecir los valores de la variable respuesta, en función de los valores de las variables independientes.

El análisis de correlación determina el grado de relación entre las variables que estudian para determinar en que medida una ecuación lineal, o de otro tipo, describe o explica de una forma adecuada la relación entre las variables.

Los análisis de regresión y correlación pueden ser de varios tipos, según el número de variables independientes y de la función. Si el número de variables independientes es una, el análisis es simple y si el número de variables independientes es mayor que una son múltiples.

Otra característica que debe tenerse en cuenta en la clasificación de los análisis de regresión y correlación es la función. Si la dependencia funcional de la variable respuesta respecto a las variables independientes es lineal, el análisis es lineal y si no lo es, la regresión y correlación es no lineal.

IV.5.2.1. Rectas de regresión de mínimos cuadrados:

En este tipo de análisis de regresión hay una sola variable independiente X y se considera la bondad con que una línea recta explique la dependencia de la variable respuesta Y respecto a la predictora X.

La recta de regresión de mínimos cuadrados de Y sobre X es una función lineal como la siguiente: $Y=a_0+a_1X$, donde a_0 y a_1 se obtienen de las ecuaciones siguientes:

$$a_0 = \frac{(\sum Y)(\sum X^2) - (\sum X)(\sum XY)}{N\sum X^2 - (\sum X)^2}$$

$$a_1 = \frac{N(\sum XY) - (\sum X)(\sum Y)}{N\sum X^2 - (\sum X)^2}$$

Siendo N el numero de puntos (x_i, y_j) que consideramos. Los sumatorios toman valores en el conjunto $j=1, \dots, N$.

IV.5.2.2. Coeficiente de correlación

La razón de la variación explicada a la variación total se denomina coeficiente de determinación, como este razón nunca es negativa se denota por r^2 . La cantidad r se llama coeficiente de correlación y esta dado por:

$$r = \pm \sqrt{\frac{\text{var iacion explicada}}{\text{var iacion total}}} = \frac{N \sum XY - (\sum X)(\sum Y)}{\sqrt{(N \sum X^2 - (\sum X)^2)(N \sum Y^2 - (\sum Y)^2)}}$$

IV.5.2.3. Correlación múltiple

El grado de correlación existente entre tres o más variables se denomina correlación múltiple siendo los conceptos fundamentos implicados análogos a los de la correlación simple. Con X_i ($i=3, 4, \dots$) denotaremos a las variables bajo consideraciones y con Y_{ij} los valores ($j=1, 2, \dots$) de la citada variable.

El coeficiente de correlación múltiple, para el caso de dos variables independientes, viene dado por la ecuación:

$$R_{1,23} = \sqrt{1 - \frac{S_{1,23}^2}{S_1^2}}$$

Donde s_1 es la desviación típica de la variable X_1 y $S_{1,23}$ es el error típico de la sistema de X_1 sobre X_2 y X_3 . A la cantidad $R_{1, 23}$ se la denomina coeficiente de determinación múltiple.

Cuando se utiliza una ecuación de regresión lineal, al coeficiente de correlación múltiple se le denomina coeficiente de correlación múltiple lineal, también puede escribirse en términos de r_{12} , r_{13} y r_{23} en la forma:

$$R_{1,23} = \sqrt{\frac{r_{12}^2 + r_{13}^2 + 2r_{12}r_{13}r_{23}}{1 - r_{23}^2}}$$

Los valores de coeficiente $R_{1, 23}$ se encuentran entre 0 y 1. Cuanto mas se acerque a 1 mejor es la relación lineal entre las variables, un valor 0 nos indica que no hay relación lineal entre ellas pero es posible la existencia de una relación no lineal.

IV.5.2.4. Coeficientes de regresión estandarizados

Los coeficientes *Beta* (coeficientes de regresión parcial estandarizados) son los coeficientes que definen la ecuación de regresión cuando ésta se obtiene tras estandarizar las variables originales, es decir, tras convertir las puntuaciones directas en típicas. Se obtiene de la siguiente manera: $\beta = B(S_x/S_y)$.

B indica el cambio medio que corresponde a la variable dependiente por cada unidad de cambio de la variable independiente.

$$B = \frac{\sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}$$

El coeficiente de regresión estandarizado correspondiente a la única variable independiente presente en la ecuación coincide exactamente con el coeficiente de correlación de Pearson. En regresión múltiple, los coeficientes de regresión estandarizados permiten valorar la importancia relativa de cada variable independiente dentro de la ecuación.

Capítulo V

Resultados & Discusión

*"Divide las dificultades que examinas en tantas partes
como sea posible para su mejor solución"*

René Descartes

En el presente capítulo vamos a presentar los resultados más significativos de nuestro trabajo de acuerdo con los objetivos planteados:

En primer lugar, estudiaremos la variación entre las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 con el objeto de conocer si la nueva fórmula recomendada por la CIE presenta diferencias significativas con respecto a CIELAB en el campo del estudio del color de las resinas compuestas.

En segundo lugar, estudiaremos el efecto del tipo de lámpara de fotoactivación sobre la estabilidad cromática y la translucidez de este tipo de materiales.

En el tercer apartado se presentan los resultados correspondientes al estudio sobre la influencia del espesor sobre el color y la estabilidad cromática de los composites estudiados.

Finalmente, presentamos los resultados obtenidos para la estabilidad temporal del color de los composites. En este estudio, como se ha indicado en el capítulo IV de Material y Método, se consideraran los resultados obtenidos en los cuatro momentos temporales en que realizaron las medidas de color: pre-post polimerización, 24 horas después de la polimerización y al mes.

*V.1. Estudio de la variación entre las diferencias de color CIELAB ΔE^*_{ab} y CIEDE2000 para composites dentales.*

Hasta la actualidad, en Odontología, para la especificación y evaluación colorimétrica de los materiales estéticos, ha sido empleado el espacio de color CIELAB y su diferencia de color asociada ΔE^*_{ab} . Como se ha comentado en la revisión bibliográfica de la presente tesis, la CIE (CIE, 2004) ha propuesto una nueva fórmula llamada CIEDE2000, la cual incorpora correcciones a la falta de uniformidad del espacio CIELAB (llamadas funciones de peso S_L , S_C and S_H) y parámetros que tienen en cuenta la influencia de las condiciones de observación e iluminación en la evaluación de diferencias de color (los llamados factores paramétricos K_L , K_C , K_H). Además, incluye un término de rotación, RT , que tiene en cuenta la interacción entre el croma y el tono en la región azul y una modificación del eje a^* de CIELAB el cual afecta principalmente a los colores de bajo croma (colores neutros). CIEDE2000 viene dada por la expresión:

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

Recientes trabajos (Lee, 2005b; Kim, y cols, 2005; Paravina y cols, 2005) muestran que existe una fuerte correlación entre los valores ΔE^*_{ab} y ΔE_{00} después de la polimerización y el termociclado. De sus resultados, los autores concluyen que no existe ninguna implicación de las modificaciones que introduce CIEDE2000 antes mencionadas y que ambas fórmulas pueden ser intercambiadas Sin embargo, la mencionada correlación sólo muestra que los valores obtenidos por estas fórmulas son proporcionales, pero no que las dos fórmulas pueden ser usadas indistintamente en la evaluación de diferencias de color en resinas composites, tal y como señalan dichos autores (Lee, 2005b). En cualquier caso, los autores antes mencionados no evalúan estadísticamente la posible variación entre ambas fórmulas en los trabajos referenciados.

En este apartado de la tesis, pretendemos determinar la significación de las correcciones introducidas en la nueva fórmula de la diferencia de color CIEDE2000 con respecto a ΔE^*_{ab} en un intento por proporcionar un mayor conocimiento de esta nueva fórmula en el campo del estudio del color de los materiales estéticos dentales.

Para analizar la significación estadística de las correcciones introducidas en la fórmula de la diferencia del color CIEDE2000, utilizamos el parámetro VAB, el cual permite cuantificar la variación entre una diferencia del color con respecto a la otra. Este parámetro, propuesto por Schultze (1972) viene dado generalmente como porcentaje, para el cual podemos introducir una corrección dada por el parámetro F, que proporciona una corrección de escala entre el ΔE_A y ΔE_B . En concreto VAB y F se calculan mediante las expresiones:

$$V_{AB} = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\Delta E_A - F \Delta E_B}{\Delta E_A F \Delta E_B} \right]^{1/2}$$

$$F = \left(\frac{\sum_{i=1}^n \frac{\Delta E_A}{\Delta E_B}}{\sum_{i=1}^n \frac{\Delta E_B}{\Delta E_A}} \right)^{1/2}$$

Donde n indica un número de las diferencias del color, y ΔEA y ΔEB son las diferencias del color a comparar. Si deseamos mantener el tamaño original de la diferencia del color que se comparará, es suficiente fijar F igual a 1 y este coeficiente es designado por $VAB(O)$ (Original size), mientras que, si utilizamos en la expresión de VAB el valor de F dado en la ecuación, obtendremos el coeficiente $VAB(E)$ (Equal size).

Como se ha indicado anteriormente, el parámetro VAB se da generalmente como porcentaje, y, entre dos fórmulas de diferencia de color que presenten un acuerdo perfecto, su valor debe ser cero. Un valor elevado de VAB indica un peor acuerdo. Por ejemplo, un valor de VAB de 0.30 indica un desacuerdo típico del 30% entre dos datos.

Por otra parte, para determinar también la posible correlación entre ambas fórmulas realizamos un análisis de regresión, empleando para ello el paquete estadístico SSPS 13.0 y considerando un p -valor < 0.05 .

Para el estudio de la variación entre ambas fórmulas, se calcularon las siguientes diferencias de color:

- ⇒ entre muestras pre y post-polimerización (para las dos lámparas y 2mm de espesor);
- ⇒ entre muestras de composite polimerizadas de 1mm y 2mm de espesor;
- ⇒ entre muestras de composite polimerizadas con la lámpara halógena y con la LED (2 mm de espesor en ambos casos).

La Tabla.V.1.1 muestra los rangos de las diferencias del color en CIELAB y CIE ΔE_{2000} para cada uno de los casos estudiados. La última fila muestra dichos resultados para ambos materiales y lámparas conjuntamente.

Las figuras V.1.1 a V.1.3 muestran las correlaciones correspondientes a estos conjuntos de datos. Después de la polimerización existe una fuerte correlación entre ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} ($r^2 = 0.95$ y $p < 0.0001$). Similares resultados encontramos en el caso de diferencias de color entre muestras polimerizadas de 1 y 2 mm de espesor y entre aquellas polimerizadas con la halógena y la LED. Los mayores valores de diferencia de color se

encuentran entre muestras polimerizadas de diferente espesor mientras que los resultados de muestras polimerizadas con diferentes lámparas son las que presentan los valores más bajos, como se observa en las figuras V.1.1 a V.1.3 y la tabla V.1.1.

Después de Polimerización (2mm de espesor)			Espesor (1mm – 2mm)			Lámparas (2mm)		
Material/ Lámpara	DE* _{ab}	DE* ₀₀	Material/ Lámpara	DE* _{ab}	DE* ₀₀	Material	DE* _{ab}	DE* ₀₀
Artemis/ Bluelight	2.6-7.3	1.8-4.8	Artemis/ Bluelight	1.3-7.8	1.2-5.2	Artemis	0.7-3.3	0.5-2.6
Artemis/ Bluephase	2.8-7.9	2.1-5.4	Artemis/ Bluephase	3.3-9.6	2.2-6.8			
Esthet-X/ Bluelight	1.8-5.6	0.9-4.1	Esthet-X/ Bluelight	1.0-7.2	0.9-3.8	Esthet-X	0.8-4.6	0.7-3.4
Esthet-X/ Bluephase	2.6-7.0	1.1-5.1	Esthet-X/ Bluephase	4.3-8.8	3.6-6.6			
Ambos materiales y ambas lámparas	1.1-7.9	0.9- 5.3	Ambos materiales y ambas lámparas	1.0- 9.6	0.9- 6.6	Ambos materiales	0.7-4.6	0.5-3.4

Tabla. V.1.1. Rango de diferencia del color CIELAB y CIEDE2000.

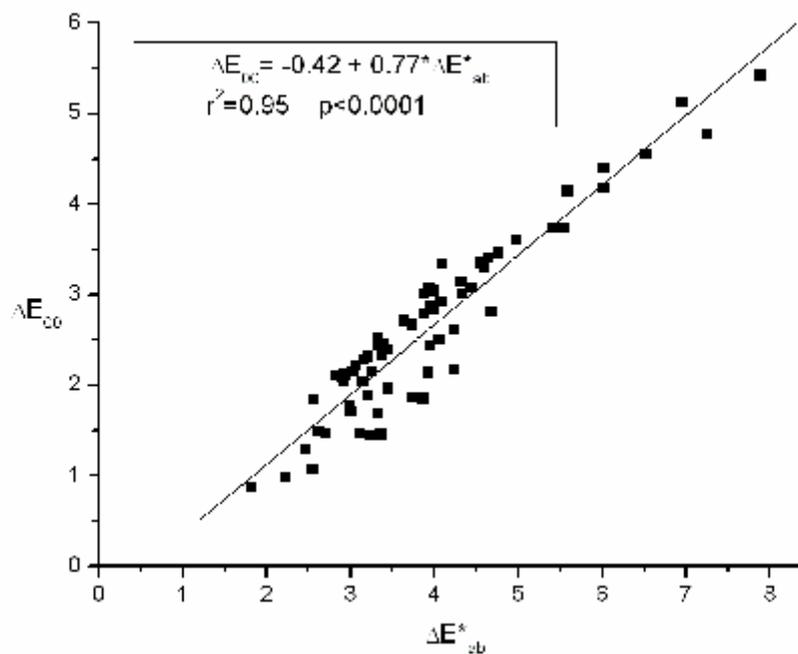


Figura.V.1.1 Correlación entre ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} después de la polimerización.

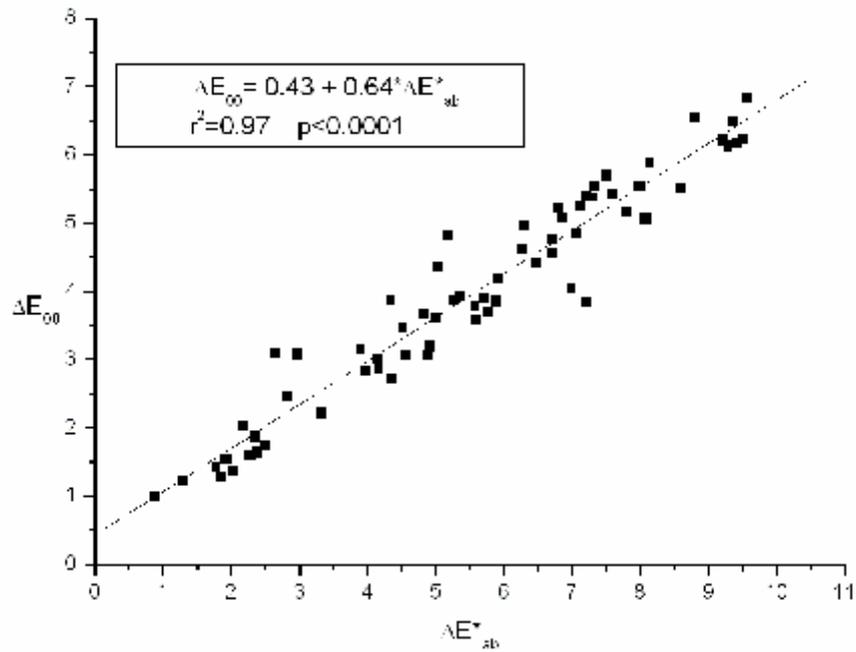


Figura.V.1.2. Correlación entre ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} para las muestras polimerizadas de 1mm y 2mm de espesor.

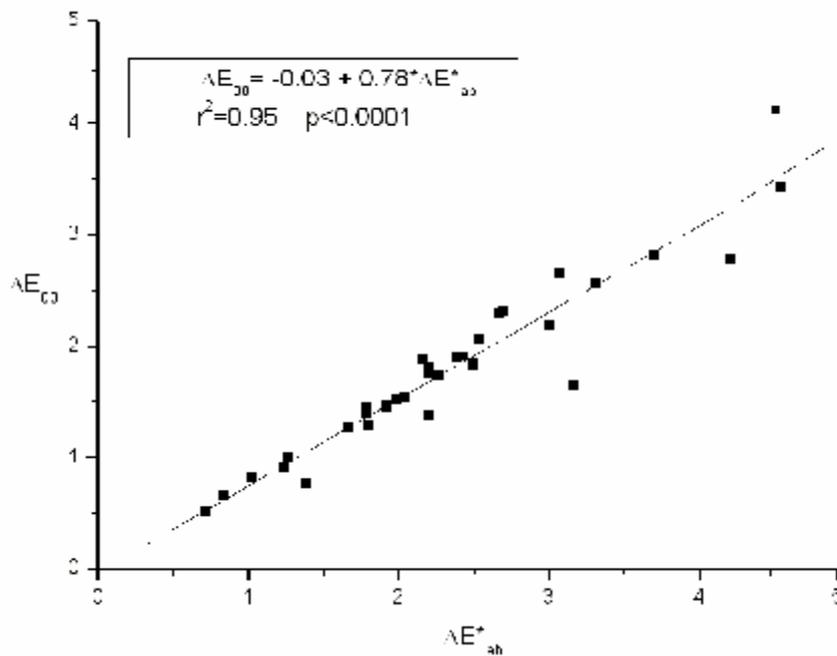


Figura.V.1.3. Correlación entre el ΔE_{ab}^* y ΔE_{00} para los composites polimerizados con la halógena y con la LED.

Existen correlaciones significativas entre los valores de ΔE^*_{ab} y ΔE^*_{00} después de la polimerización, de los composites de diferente espesor, 1 y 2 mm, así como entre los de composites polimerizados con lámparas diferentes, halógena y LED ($r^2 > 0.95$ y $p < 0.0001$ para los tres casos). Sin embargo, como se observa en las figuras V.1.1 a V.1.3, las rectas de ajuste son diferentes para cada variable estudiada (especialmente el valor de la ordenada en el origen), lo que hace imposible encontrar una única relación entre ambas fórmulas. Además, nuestras rectas de ajuste difieren de las encontradas en otros estudios (Lee, 2005b; Kim y cols, 2005; Paravina y cols, 2005), los cuales presentan también diferentes rectas de ajuste, según el parámetro estudiado. Por ello, no consideramos, como señalan otros autores, que ambas fórmulas sean intercambiables.

La Tabla. V.1.2. muestra los valores de los parámetros VAB (E) y VAB (O), para cada uno de los casos estudiados.

Antes de Polimerización (2mm de espesor)			Espesores (1mm – 2mm)			Lámparas (2mm de espesor)		
Material/ Lámpara	V _{AB} (E)	V _{AB} (O)	Material/ Lámpara	V _{AB} (E)	V _{AB} (O)	Material	V _{AB} (E)	V _{AB} (O)
Artemis/ Bluelight	0.032	0.316	Artemis/ Bluelight	0.049	0.355	Artemis	0.127	0.274
Artemis/ Bluephase	0.046	0.312	Artemis/ Bluephase	0.104	0.296			
Esthet-X/ Bluelight	0.174	0.560	Esthet-X/ Bluelight	0.111	0.300	Esthet-X	0.166	0.254
Esthet-X/ Bluephase	0.161	0.585	Esthet-X/ Bluephase	0.205	0.251			

Tabla.V.1.2. Valores de los parámetros VAB (E) y VAB(O)

Los valores de V_{AB}(E) y V_{AB}(O) obtenidos varían dependiendo del parámetro estudiada. Así, si consideramos la variación de las diferencias de color calculadas según ΔE^*_{ab} y ΔE^*_{00} después de la polimerización para Artemis el coeficiente VAB(E) es inferior al 5% para ambas lámparas, mientras que en el caso de Esthet-X es del 17.4% y del 16.1% para las lámparas BlueLight y BluePhase, respectivamente. Un resultado análogo encontramos en los coeficientes obtenidos entre ambas fórmulas para diferentes espesores (4.9% y 11.1% para la lámpara BlueLight y 10.4% y 20.5% para Bluephase), o diferente

lámparas empleada, aunque, en este caso, las diferencias entre los coeficientes son menores. Cabe destacar que, en la mayoría de los casos analizados, los valores de VAB(E) encontrados son superiores al 11%. Este valor nos indica que los términos correctores introducidos en CIEDE2000 producen variación entre ambas fórmulas de diferencia de color superiores a los que se encuentran para la variabilidad interobservador encontrada en experiencias de determinación de diferencias de color justamente perceptibles y cuyo valor del coeficiente VAB (E) es del 11% (Pérez y cols, 2000).

Si analizamos el coeficiente VAB(O) para ΔE^*_{ab} y ΔE^*_{00} , encontramos que en todos los casos estudiados, el coeficiente es mayor a 0.25 lo que nos indica que el desacuerdo entre ambas fórmulas es superior al 25%. Las discrepancias más importantes las encontramos después de la polimerización y, en concreto para Esthet-X. El desacuerdo entre ambos conjuntos de datos es próximo al 60%. Después de la polimerización, la alta diferencia entre los valores de los coeficientes VAB(E) y VAB(O) (por ejemplo 3.2% frente al 31.6% para Artemis o 16.1% frente a 58.5% para Esthet-X) nos indica que existe una elevada diferencia en los valores de la diferencia de color de ambas fórmulas, siendo siempre menor en el caso de CIEDE2000 como se puede en la figura V.1.1. Esta diferencia puede ser debida, además de la introducción de las funciones de peso (S_L , S_C y S_H) en la fórmula CIEDE2000, a la modificación del eje a^* de CIELAB, la cual afecta principalmente a los colores de bajo croma. Las resinas composite polimerizadas presentan menor croma que las no polimerizadas y la mayoría presentan C^*_{ab} inferiores a 20 para ambos materiales, como se observa en la figura.V.1.4 para Esthet-X. De esta forma, la modificación del eje a^* , $a' = (1+G) a^*$, para las resinas composite es importante (G varía de 0.5 para $C^*=0$, con $G=0.30$ para $C^*=20$ hasta $G=0.06$ para $C^*=30$). En cuanto al término de rotación, R_T introducido en CIEDE2000 y que considera la interacción entre las diferencias del croma y de la tonalidad en la región azul, encontramos que en todos los casos analizados es próximo a cero (del orden de 10^{-9}), por lo que podemos considerar que las diferencias entre ambas fórmulas no son debidas al término de rotación.

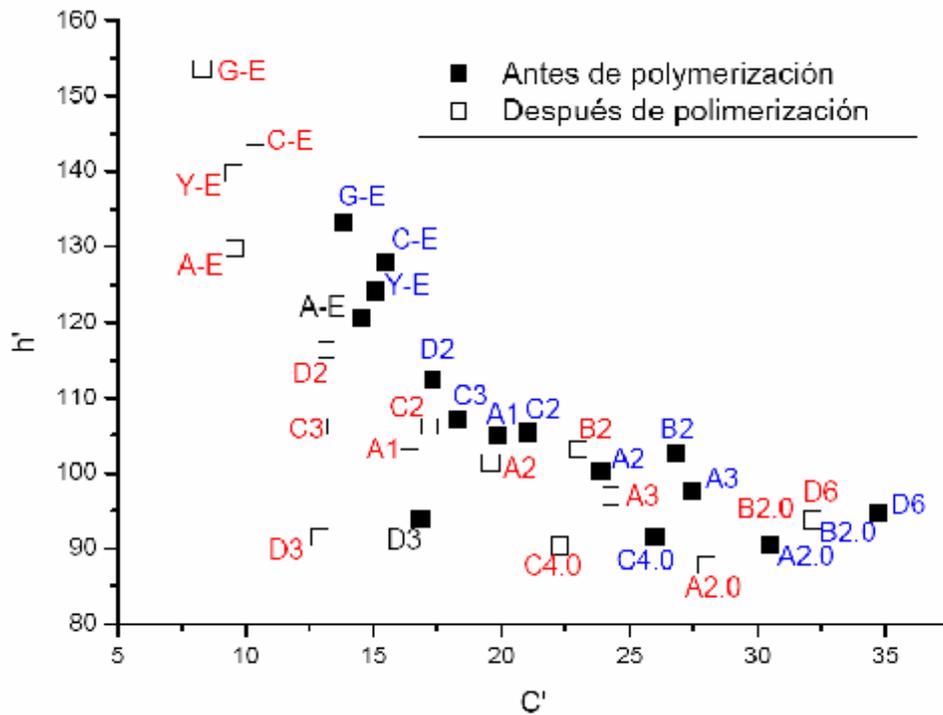


Figura.V.1.4. Tono vs Croma para los colores de Esthet-X

Aunque como se ha comentado anteriormente existe una relación de proporcionalidad entre las fórmulas CIELAB y CIEDE2000, los valores de los coeficientes VAB (E) y VAB(O) encontrados, indican que existen diferencias significativas entre ambas fórmulas. Este resultado demuestra una importante implicación de las correcciones introducidas en CIEDE2000 para el estudio colorimétrico de resinas compuestas dentales.

De acuerdo a este resultado, y si atendemos a las recientes recomendaciones de la CIE (2004), la formula CIEDE2000 debería ser empleada para evaluar la diferencia del color en los materiales dentales estéticos. A la vista de estos resultados, para la evaluación de diferencias de color en los siguientes apartados de nuestro trabajo, emplearemos dicha fórmula.

Queremos señalar también que los valores de las variaciones entre ambas fórmulas dependen de factores inherentes a la propia experiencia tales como son el tipo de material o el tipo de la lámpara empleada en la polimerización del material, especialmente en el caso de las diferencias después de la polimerización. Este resultado demuestra la necesidad de

estudios futuros sobre los valores de los parámetros (K_L , K_C y K_H) para evaluar la diferencia del color de los composites, así como de la significación relativa de cada término en la CIEDE2000.

V.2. Influencia del tipo de la lámpara sobre el color del composite tras la fotoactivación.

Como se ha indicado, en este apartado determinaremos la influencia del tipo de fuente de luz empleada en la fotoactivación sobre el color del composite dental. También analizaremos su influencia sobre otras características ópticas del material, como la translucidez y la opacidad.

Queremos reseñar que, para simplificar la exposición y análisis de los resultados, sólo consideraremos las muestras de 2mm de espesor de composite. La influencia del espesor sobre las características ópticas de estos materiales será analizada en el próximo apartado.

Las coordenadas cromáticas obtenidas a partir de las medidas experimentales y la diferencia de color CIELAB (CIE 1976) y CIEDE2000 de las muestras polimerizadas con cada lámpara, se muestran en el Anexo.I.

V.2.1. Influencia de la lámpara de fotoactivación sobre el cambio del color

Las figuras V.2.1 a V.2.3 muestran la reflectancia espectral antes y después de la fotoactivación de algunas de las resinas de composite estudiadas para las dos lámparas empleadas en este trabajo. La figura V.2.4 muestra la radiancia espectral del blanco de iluminante de referencia, fuente simuladora del iluminante D65.

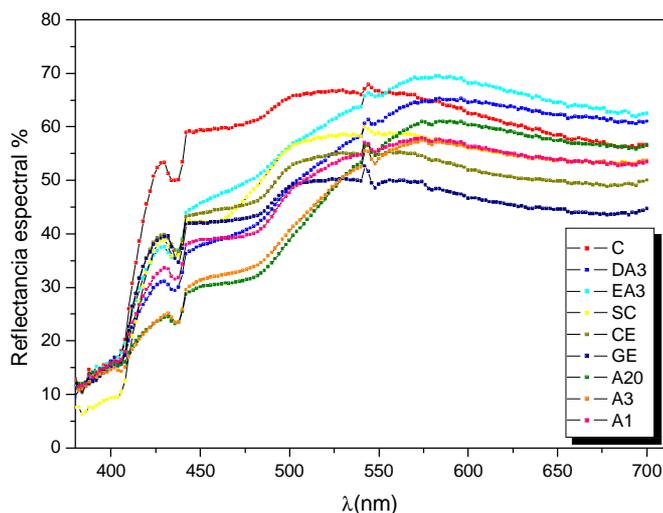


Figura. V.2.1. Reflectancia espectral (%) de los algunos de los composites estudiados, antes de la polimerización

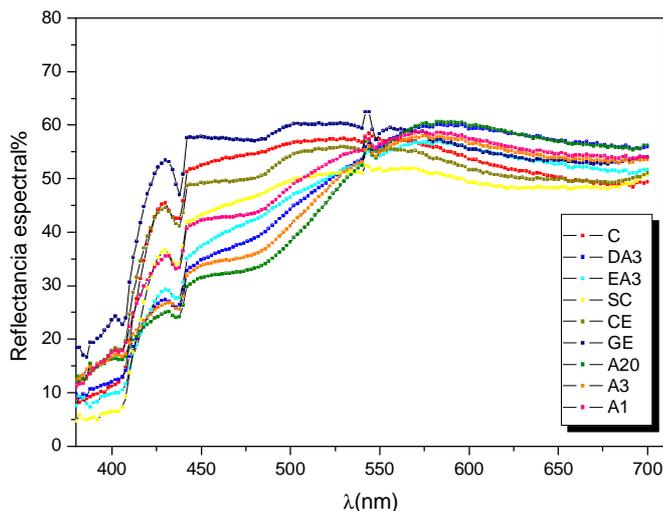


Figura.V.2.2. Reflectancia espectral (%) de algunos de los composites después de la polimerización con halógena

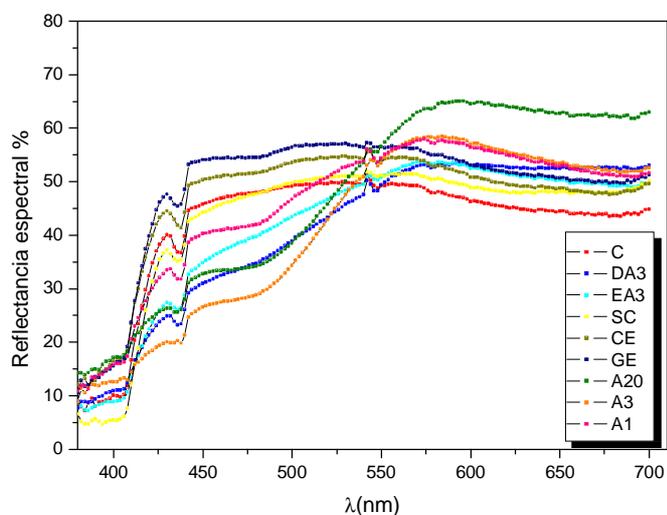


Figura.V.2.3. Reflectancia espectral % de algunos de los composites después de la polimerización con lámpara LED

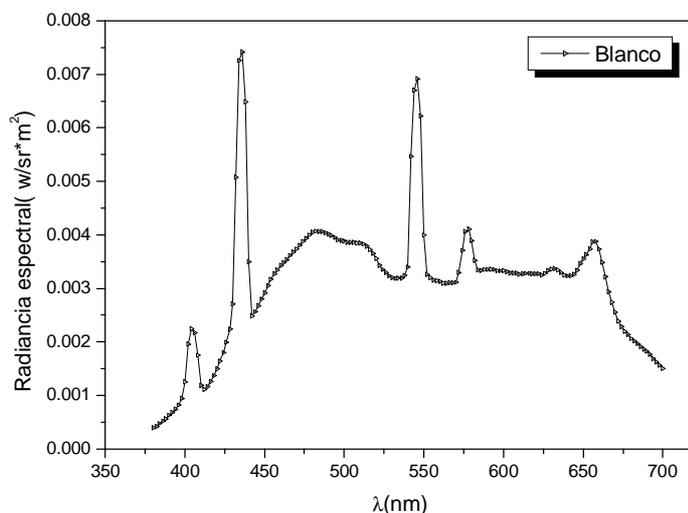


Figura. V.2.4. Radiancia espectral del iluminante.

Las curvas de la reflectancia espectral son muy similares para las muestras pre-polimerizadas y post-polimerizadas. La reflectancia aumenta rápidamente entre 380 y 450nm; de 450 y 550nm el aumento es más suave y, para longitudes de onda mayores, el valor es prácticamente constante. Las curvas son similares a las comunicadas por otros autores (Taira y cols, 1999), para otros composites dentales.

Como se observa en las figuras, el valor de la reflectancia espectral disminuye después de la polimerización, aunque la disminución depende de las muestras (color) utilizadas. Cabe señalar que la forma de las curvas después de la polimerización es similar para las dos lámparas, aunque el grado de variación respecto a la curva inicial (pre-polimerización) depende de la lámpara. Por ejemplo, A20 presenta para longitudes de onda superiores a 550 nm, un valor muy superior de la reflectancia cuando se polimeriza con Bluephase. También, por ejemplo, para la muestra C de Artemis, el valor de la reflectancia espectral es claramente superior en las muestras polimerizadas con halógena que en las polimerizadas con la LED; concretamente, para la longitud de onda de 574nm la reflectancia espectral es de 56 % frente al 48% para Bluephase.

La figura V.2.5 a V.2.8 muestran las coordenadas cromáticas en los planos a'b' y L'a' en el espacio CIEDE2000 respectivamente, para las muestras de ambos materiales polimerizadas con cada lámpara.

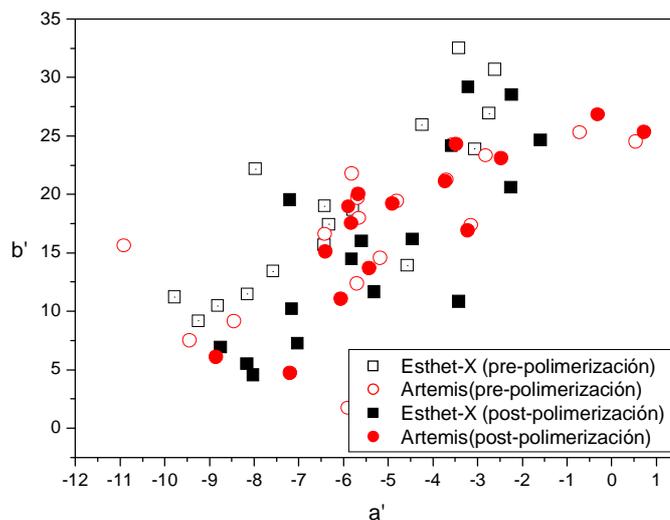


Figura.V.2.5. Coordenadas cromáticas en el plano a'b' de las muestras polimerizadas con Bluephase.

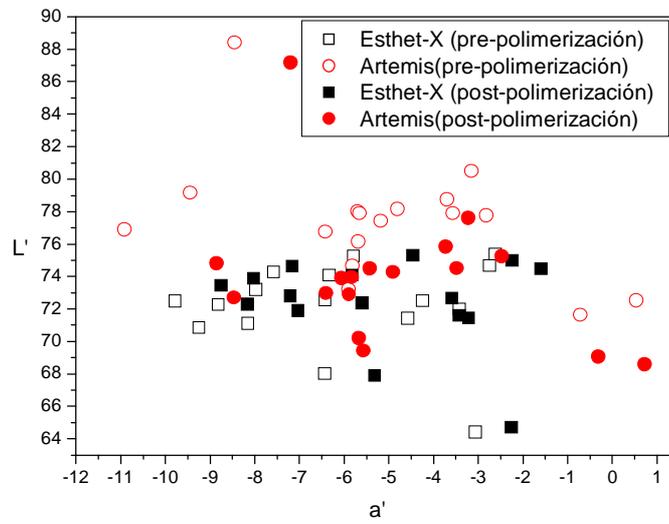


Figura.V.2.6. Coordenadas en el plano $a'L'$ de las muestras polimerizadas con BlueLight.

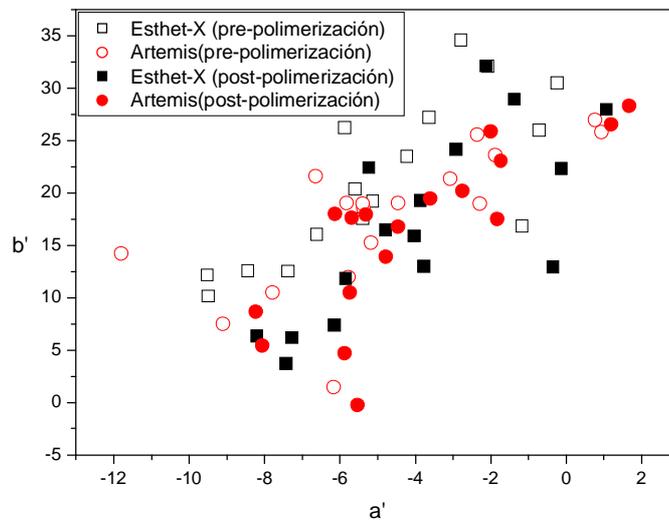


Figura.V.2.7. Coordenadas cromáticas en el plano $a'b'$ de las muestras polimerizadas con Bluephase.

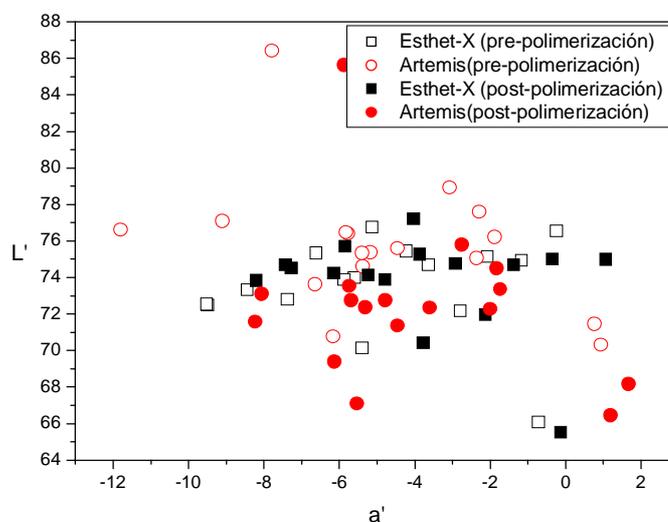


Figura.V.2.8. Coordenadas cromáticas en el plano L'a' de las muestras polimerizadas con Bluephase.

Como se observa en la figura V.2.5 a la V.2.8 y en el Anexo.I, los valores de a' aumentan después de la polimerización con ambas lámparas. Sin embargo, los valores de b' disminuyen. Este cambio del color de las resinas composite tras la polimerización ha sido ampliamente descrito en la literatura dental. (Seghi y cols, 1990; Lee y cols, 2001a; Lee y cols, 2003), aunque debemos reseñar que estos resultados fueron obtenidos empleando las coordenadas L^* , a^* , b^* de CIELAB y no L' , a' , b' de CIEDE2000 como en el presente trabajo. También cabe señalar que la variación en L' es la de mayor importancia en el cambio cromático que se produce tras la polimerización.

A la vista de los resultados obtenidos podemos afirmar que tras la polimerización, los coordenadas cromáticas presentan un desplazamiento hacia la región azul del espacio cromático y, por tanto, una disminución del ángulo del tono, o lo que es igual, las muestras son menos amarillentas. En principio, esta tendencia es independiente del material y del tipo de lámpara utilizada, ya que aparece en ambos materiales y tanto para la halógena como para la lámpara LED.

Sin embargo, en cuanto a la luminancia L' , el cambio depende del material empleado. Como se observa en la figuras V.2.9 y V.2.10, mientras para Artemis la

Una vez analizada las variaciones para cada una de las coordenadas cromáticas y la luminancia, pasamos a continuación a estudiar la diferencia de color total de los dos materiales para cada una de las lámparas. Las figuras V.2.11 y V.2.12, muestran la diferencia de color CIEDE2000 (ΔE_{00}) entre muestras pre-post polimerizadas con Bluephase y BlueLight, para Esthet-X y Artemis, respectivamente.

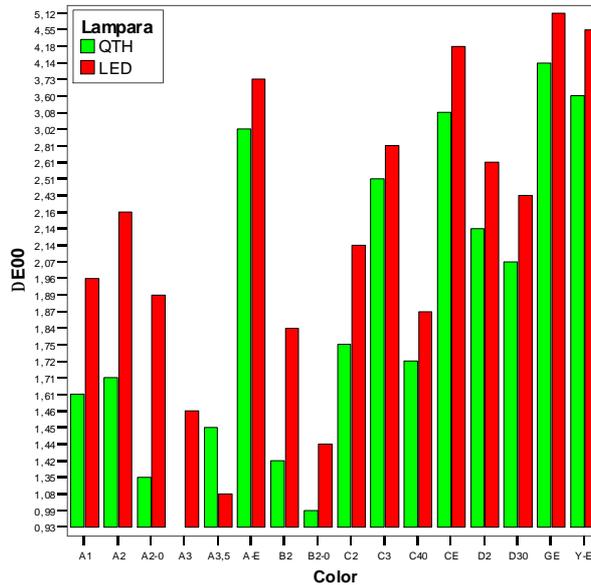


Figura.V.2.11. Comparación de ΔE_{00} entre las dos lámparas para las muestras de Esthet-X

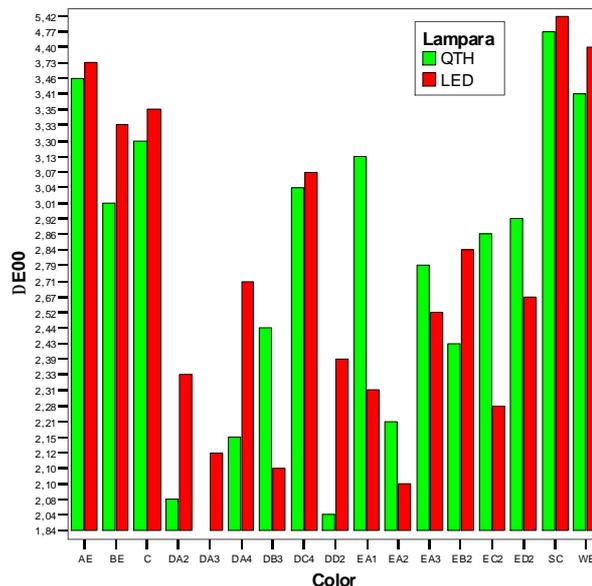


Figura.V.2.12. Comparación de ΔE_{00} entre las dos lámparas para muestras de Artemis

En primer lugar, en general, las diferencias de color obtenidas son mayores para Artemis que para Esthet-X. Para Artemis, todas las diferencias de color son superiores a 1,84 mientras que para Esthet-X, si bien son mayores que 0.93, muchas de las muestras presentan valores inferiores a 1.84.

Según la literatura (Um y Ruyter, 1991; Dietschi y cols, 1994; Inokoshi y cols, 1996), hay tres intervalos de diferencia de color CIELAB para composites dentales. Valores de $\Delta E^*_{ab} < 1$ son considerados como diferencias no perceptibles por el ojo humano. Valores $1 < \Delta E^*_{ab} < 3.3$ son perceptibles por operadores pero se consideran clínicamente aceptables. Los valores de $\Delta E^*_{ab} > 3.3$ son considerados perceptibles por personas sin conocimiento técnico, por lo que se consideran clínicamente inaceptables. Como se ha comentado, estas conclusiones fueron deducidas empleando la diferencia de color CIELAB. Hasta ahora, no existen trabajos donde se evalúen diferencias de color perceptibles para composites dentales empleando la diferencia de color CIEDE2000. Por ello, para poder evaluar si las diferencias de color obtenidas en este espacio son clínicamente aceptables o no aplicamos la ecuación lineal obtenida en el apartado anterior del presente capítulo. Queremos reseñar, no obstante, que dicho cálculo es una aproximación para nuestro resultado experimental. Si aplicamos dicha ecuación $\Delta E_{00} = 0.77 \Delta E_{ab} - 0.42$, los valores e intervalos anteriores serían:

- ◆ $\Delta E_{00} < 0.35$ sería considerado como no perceptible
- ◆ $0.35 < \Delta E_{00} < 2.12$ sería considerado como clínicamente aceptable
- ◆ $\Delta E_{00} > 2.12$ serían consideradas clínicamente no aceptables.

Dado que estos valores son una aproximación y sólo válida para nuestros resultados experimentales, queremos señalar la necesidad de experiencias de discriminación cromática que engloben juicios visuales empleando CIEDE2000 para poder evaluar de forma correcta los límites de aceptabilidad en el ámbito del color de los materiales estéticos dentales para restauración.

A la vista de los rangos de diferencias de color obtenidas, podemos considerar que para ambas lámparas, las diferencias son clínicamente no aceptables para la mayoría de las muestras de composite, especialmente para las de Artemis.

Por otra parte, como se observa en las figuras V.2.11 y V.2.12 la diferencia de color antes-después de la polimerización, es superior cuando la fotoactivación se realiza con una lámpara LED. Esta observación es más patente en el caso de Esthet-X, en el que se constata en todas las muestras estudiadas (Figura.V.2.11).

De acuerdo a este resultado, los composites dentales presentan menor diferencia de color (pre-postpolimerización), cuando son fotoactivados con las tradicionales lámparas halógenas que con una LED, aunque, como se ha señalado anteriormente, en ambos casos las diferencias encontradas son perceptibles. La diferente distribución espectral de las dos lámparas y su correspondencia con el espectro de absorbancia de la canforoquinona podría ser principalmente la causa de esta diferencia. Otros autores (Janda y cols, 2004; Usumez y cols, 2005), también señalan la influencia del tipo de lámpara de fotoactivación sobre el color post-polimerización, aunque en nuestro estudio encontramos diferencias de color superiores a las que encuentran dichos autores ($\Delta E^*_{ab} < 2.5$).

Aunque como hemos señalado anteriormente, existen ligeras diferencias en los rangos de los valores de las diferencias de color dependiendo del material considerado, los cambios de color presentan iguales tendencias para ambos materiales. Δa^* ($a^*_{LED} - a^*_{QTH}$) es positivo y en general Δb^* ($b^*_{LED} - b^*_{QTH}$) es positivo también y donde a^*_{LED} , a^*_{QTH} , b^*_{LED} y b^*_{QTH} , son las coordenadas cromáticas de las muestras cuando son polimerizadas con la lámpara LED y QTH (lámpara halógena), respectivamente. Este resultado indica que los composites polimerizados con LED presentan, en general, mayor croma, C^*_{ab} , y ángulo de tono, h^*_{ab} (desplazamiento hacia la región amarilla del espacio de color) que las muestras polimerizadas con la halógena. Sin embargo, no encontramos similares resultados concluyentes para ΔL^* ($L^*_{LED} - L^*_{QTH}$). La variación en L^* depende de material como se observa en la figura.V.2.13.

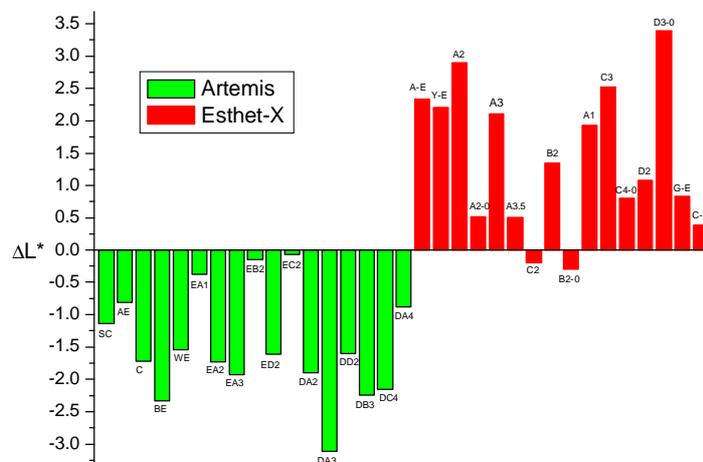


Figura V.2.13. ΔL^* para ambos materiales.

Para completar nuestro estudio y valorar si las diferencias encontradas son significativas, pasamos ahora a realizar un completo estudio estadístico.

Las medias de las coordenadas del color, las desviaciones estándar, así como los límites del intervalo de confianza para la media al 95% y los valores máximos y mínimos, se muestran en la Tabla V.2.1.

		N ^o	Media	Disv.Esd	Intervalo de confianza al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
$\Delta L'$	Halógena	99	-1.64	2.07	-2.06	-1.23	-5.66	5.48
	LED	99	-1.54	2.06	-1.95	-1.13	-5.81	2.84
	Total	198	-1.59	2.06	-1.88	-1.31	-5.81	5.48
$\Delta a'$	Halógena	99	0.44	0.62	0.32	0.57	-0.78	2.88
	LED	99	0.86	0.77	0.71	1.02	-0.43	3.93
	Total	198	0.65	0.73	0.55	0.76	-0.78	3.93
$\Delta b'$	Halógena	99	-2.13	1.80	-2.49	-1.77	-5.95	2.23
	LED	99	-2.81	2.12	-3.23	-2.39	-7.66	1.92
	Total	198	-2.47	2.00	-2.75	-2.19	-7.66	2.23
ΔE_{00}	Halógena	99	2.48	0.96	2.29	2.67	0.84	5.67
	LED	99	2.80	1.08	2.59	3.02	1.02	5.96
	Total	198	2.64	1.03	2.50	2.79	0.84	5.96

Tabla V.2.1. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de ambos materiales y polymerizadas con Bluelight/Bluephase

El valor medio de luminancia L' disminuye después de la polimerización y el rango de esta variación es (-5.66, 5.48) para la lámpara halógena, y (-5.81, 2.84) para la lámpara LED. También el valor medio de b' disminuye y el rango de la variación es (-5.95, 2.23) y (-7.66, 1.92) para la halógena y la LED, respectivamente. El rango de a' es (-0.78, 2.88) para la lámpara halógena, y (-0.43, 3.93) para la LED.

En la Tabla V.2.1 también podemos ver la diferencia del color después de la polimerización de las resinas. Para la lámpara halógena los valores oscilan entre 0.84-5.67 dependiendo del material, y el intervalo de confianza de 2.29-2.67 y para la lámpara LED, los valores de ΔE_{00} están entre 1.2 y 5.96, con un intervalo de confianza de 2.59-3.02. Se puede observar que la media de ΔE_{00} cuando usamos Bluephase es superior que cuando usamos la halógena, como era de esperar, según se puede observar en las figuras V.2.11 y V.2.12 y hemos comentado anteriormente.

En la figura V.2.14 se presenta un gráfico de cajas de los distintos parámetros para cada una de las lámparas. Las cajas muestran el grado de dispersión del 50% de los casos centrales (valores entre el percentil 25 y 75) y los asteriscos y los círculos muestran los casos extremos (valores alejados mas de 3 longitudes de caja del percentil 75 y 25) y los casos atípicos (valores alejados mas de 1.5 longitudes de caja del percentil 75 y 25), respectivamente. Como se observa en la figura, los valores de $\Delta a'$ presentan el menor valor de diferencia de las coordenadas, y para las dos lámparas se observan valores extremos y atípicos por la parte alta de la distribución, lo cual indica asimetría positiva. Para $\Delta L'$ y $\Delta b'$ hay un desplazamiento de la mediana para la lámpara halógena, lo cual indica la presencia de asimetría, aunque de signos diferentes. Para ΔE_{00} , también encontramos ligera asimetría negativa para ambas lámparas.

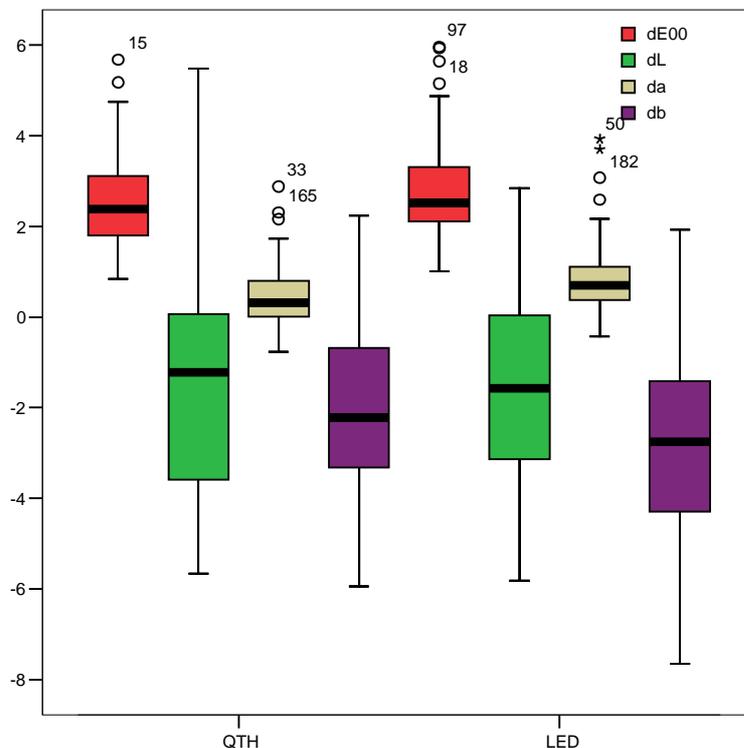


Figura.V.2.14. Diagrama de cajas.

A continuación se realizó un estudio estadístico de Análisis de la Varianza (ANOVA) unifactorial, para determinar la influencia del tipo de lámpara de fotoactivación sobre el cambio cromático de las resinas composite estudiadas, tras la polimerización.

		Anova SC ¹	GL ²	Media de cuadrados	F	Sig.
$\Delta L'$	Inter-grupos	0.50	1	0.501	0.12	0.732
	Intra-grupos	837.14	196	4.271		
	Total	837.64	197			
$\Delta a'$	Inter-grupos	8.65	1	8.650	17.69	0.000
	Intra-grupos	95.82	196	0.489		
	Total	104.47	197			
$\Delta b'$	Inter-grupos	23.06	1	23.065	5.94	0.016
	Intra-grupos	761.20	196	3.884		
	Total	784.27	197			
ΔE_{00}	Inter-grupos	5.11	1	5.115	4.87	0.028
	Intra-grupos	205.69	196	1.049		
	Total	210.81	197			

$\alpha=0.05$; ¹: Suma de cuadrados; ²: Grados de libertad

Tabla V.2.2. ANOVA unifactorial

Tras aplicar el Análisis de Varianza (ANOVA), al ser $p < 0.05$, rechazaremos la hipótesis nula, es decir, existe significación estadística para la variación de la coordenada cromática a' , ($\Delta a'$), para la diferencia del color ΔE_{00} y la variación de b' , ($\Delta b'$) con el tipo de lámpara usada para la fotopolimerización. Pero no encontramos significación estadística entre la variación de la luminancia ($\Delta L'$) de los composites y el tipo de fuente de luz de polimerización. Además la variación de a' y b' son más susceptibles ($F(\Delta a') = 17.69$; $F(\Delta b') = 5.48$) al efecto de la lámparas que $\Delta L'$ ($F(\Delta L')=0.12$), y, a su vez, $\Delta a'$ que $\Delta b'$.

Como hemos comentado anteriormente y observamos en la figura V.2.9 y V.2.10, la variación de las coordenada L' después de la polimerización depende del tipo de material y de la muestra de composite analizada. Sin embargo, de los valores obtenidos en la tabla V.2.2 encontramos que el tipo de luz empleada en la fotopolimerización no influye de forma significativa en la variación de este parámetro.

Si bien, en general, se produce una disminución de valores de L' después de polimerización, la variación de éste parámetro es material-dependiente. El índice de refracción de la matriz de la resina de los dos materiales (Artemis, Esthet-X) debe aumentar después de la polimerización. La matriz de la resina varía según el fabricante, pero, como en nuestro caso, la composición de la matriz de resina es similar en ambos materiales no parece que sea éste un factor que justifique las diferencias en cuanto al comportamiento cromático entre ellos. Por lo que se refiere al relleno, los tamaños medios de la partícula de relleno difieren para ambos materiales, en concreto son $<1\mu\text{m}$ para Esthet-X y $0.6\mu\text{m}$ para Artemis. Las partículas del relleno tienden a dispersar la luz. Además, la diferencia entre el índice de refracción de la resina y el relleno, es la responsable de la luz perdida por refracción. En este sentido, las partículas de relleno más pequeñas ($0.01-1\mu\text{m}$) son las que provocan mayor dispersión luminosa, debido a que dichos tamaños son similares a las longitudes de onda emitidas desde las lámparas de polimerización. Todos los composites de microrrelleno e híbridos usados hoy en día, contienen partículas de relleno que se encuentran dentro de dicho rango (Caughman y cols, 1995). Esthet-X presenta, según su fabricante, “vidrio patentado”, cuyas características no especifica, que determina que el tamaño medio de partícula final del material sea $<1\mu\text{m}$. Quizás la presencia de este particulado sea en parte responsable de las diferencias encontradas. Finalmente, comentar

que se afirma en la literatura que cuanto mayor carga de relleno inorgánico tiene un composite, más fácilmente se polimeriza. Dicho de otro modo, cuando mayor cantidad de resina tenga un composite, menos polimeriza por lo que, una cantidad de luz determinada polimerizará de modo más completo un híbrido fuertemente cargado que un composite de microrrelleno (Crispin, 1998). En nuestro caso, ambos presentan una carga similar, por lo que dado que fueron sometidos a la misma dosis de energía para la polimerización, tampoco parece que sea este factor determinante.

Como hemos comentado, nuestros resultados indican que la variación de $\Delta b'$, está influenciada por el tipo de lámpara usada para la fotopolimerización. Las resinas compuestas dentales estudiadas en este trabajo contienen principalmente canforoquinona como fotoiniciador que tiene un pico de máxima absorbancia en 468nm. Durante la irradiación, la canforoquinona absorbe la luz azul, genera radicales libres y cambia su color amarillo, por lo que se modifica b' ; este proceso, obviamente, vendrá influenciado por el espectro de emisión de la lámpara, diferente para LED y halógenas, por lo que el resultado comentado (variación de $\Delta b'$ influenciada por la lámpara), podría ser previsible desde esta perspectiva. En el estudio de Shintani y cols (1985), se afirma que, incluso en concentraciones muy bajas (0.03-0.1 %), la canforoquinona influye significativamente sobre el color del material.

La Tabla V.2.1 muestra que los valores de b' son menores para la LED que para la halógena (-2.81 y -2.13, respectivamente). Eso indica que el espectro de emisión de la lámpara LED convirtió mejor la CQ que la lámpara halógena. Probablemente, la influencia de la fuente de luz venga determinada a través del grado de conversión, es decir, dado que la cantidad de energía proporcionada al material era la misma con las dos lámparas, el diferente espectro de emisión podría motivar diferencias en el grado de conversión en las resinas, y por tanto, en sus cualidades ópticas en general. La manera de comprobar esta hipótesis sería medir, precisamente, el grado de conversión generado por ambos dispositivos, aunque, por motivos obvios, esto excede los objetivos del presente trabajo.

Para finalizar este apartado, realizamos un estudio sobre el peso que los valores de $\Delta b'$, $\Delta a'$, $\Delta L'$ tienen sobre ΔE_{00} para cada una de las lámparas. Los resultados del análisis de regresión múltiple muestran que para la LED, los coeficientes de correlación Standard

son $\beta=0.34$, $\beta=-0.69$ y $\beta=-0.53$ para $\Delta a'$, $\Delta b'$ y $\Delta L'$, respectivamente, con un coeficiente de correlación múltiple de $r=0.77$. Cuando los composites fueron polimerizados con la halógena, los coeficientes son $\beta=0.27$, $\beta=-0.56$ y $\beta=-0.71$ para $\Delta a'$, $\Delta b'$ y $\Delta L'$, respectivamente, con $r=0.69$. A la vista de los resultados, podemos afirmar que el valor del cambio del color después de la polimerización es, principalmente, debido a los cambios en los valores de L' y b' , y que la variación del parámetro b' tiene mayor influencia en el cambio total del color para los composites fotopolimerizados con LED. Sin embargo, cuando usamos la lámpara halógena, son los cambios en los valores de L' los que más influyen en el cambio cromático registrado.

V.2.2. Influencia de la lámpara de fotoactivación sobre el cambio de translucidez de resinas composite.

En la tabla V.2.3 se recogen las medias y desviaciones estándar de variación de la translucidez y el contrast ratio para cada una de las muestras.

Muestra	DTP ₀₀		DCR ^a	
	LED	Halógena	LED	Halógena
C	3.56 (0.91) ^b	5.46 (0.54)	-0.11 (0.02)	-0.17 (0.02)
DA3	0.52 (0.52)	0.89 (0.33)	-0.02 (0.02)	-0.03 (0.01)
EA3	1.76 (0.68)	2.11 (0.22)	-0.07 (0.02)	-0.07 (0.01)
SC	7.51 (0.70)	9.38 (0.81)	-0.25 (0.01)	-0.28 (0.02)
CE	4.25 (0.15)	4.27 (1.23)	-0.01 (0.01)	-0.04 (0.02)
GE	1.97 (0.83)	2.06 (1.25)	-0.02 (0.01)	0.00 (0.00)
A20	0.33 (0.17)	0.09 (0.02)	0.00 (0.00)	0.01 (0.01)
A3	0.65 (0.80)	-0.29 (0.57)	-0.02 (0.02)	0.03 (0.03)
A1	0.56 (0.30)	0.84 (0.30)	0.01 (0.01)	-0.01 (0.00)

^a Valores de la diferencia de Contrast Ratio= CR_{después de polymerizacion}-CR_{antes de polymerización}

^b Desviaciones estándar

Tabla V.2.3. Variación de la translucidez y opacidad después de polimerización con las dos lámparas

Como se indicó en el Capítulo IV, la translucidez se determina a partir del Parámetro de Translucidez (TP), que se define como la diferencia del color entre las coordenadas cromáticas del composite medido sobre el fondo blanco con $L'_B=99.20$, $a'_B=-0.47$, $b'_B=3.06$, y sobre el fondo negro de coordenadas $L'_N=0.284$, $a'_N=0.66$, $b'_N=1.90$, y a

partir del parámetro denominado Contrast Ratio (CR), que se define como la razón de YN/YB cuando los composites han sido medidos sobre fondo negro y blanco.

En la tabla V.2.3 observamos que el valor de CR no varía entre materiales pre y post-polimerizados y sólo encontramos pequeñas variaciones para los composites denominados como “colores effect” (SC, C). Este resultado, ha sido comunicado por otros autores (Lee y cols, 2004a) que realizan un estudio similar pero con otro tipo de materiales. En su caso, ΔCR está comprendido entre 0.06 y 0.10. En general, los valores de CR disminuyen después del curado, indicando un menor valor de la opacidad tras la polimerización. No obstante, cabe destacar que, como señalan los autores mencionados (Lee y cols, 2004a) estas tendencias varían de unos colores a otros, ya que encuentran que el caso de los translucidos el CR aumenta. En nuestro caso, en general, no encontramos esta diferencia entre esmaltes y translucidos.

En cuanto al parámetro de translucidez, encontramos la misma tendencia en todos los colores. Los valores aumentan después del curado, como era de esperar teniendo en cuenta los valores del parámetro CR. Estos resultados indican un incremento de la translucidez tras la fotoactivación.

En cuanto a la influencia del tipo de lámpara de fotoactivación sobre la variación de translucidez, la figura V.2.15, muestra los valores de ΔTP_{00} para ambas lámparas y las nueve muestras de composite estudiadas. En general, se produce un mayor cambio de la translucidez cuando la muestra es polimerizada con la lámpara halógena. No obstante, el estudio estadístico ANOVA realizado, muestra que no hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.758$) en relación con ΔTP_{00} entre ambos grupos. Estos resultados fueron confirmados por el ANOVA en relación con los valores de la variación de CR ($p=0.706$) de ambos grupos (polimerizado con LED/polimerizado con halógena)

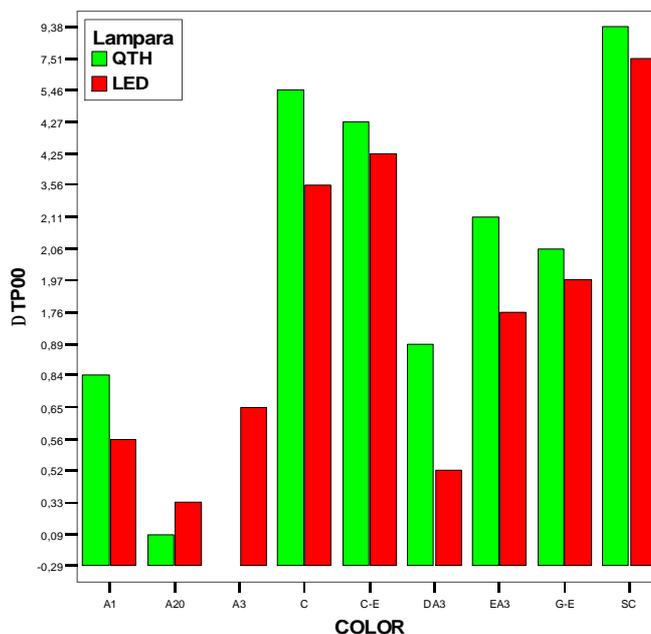


Figura V.2.15 Variación de la translucidez después de polimerización

Para finalizar este estudio, buscamos si existe alguna relación entre la diferencia del color y la variación de la translucidez del material. La tabla V.2.4 muestra las ecuaciones de la regresión y los valores de r para cada una de las lámparas.

	Lámpara	Ecuación de correlación	Coficiente (r)
ΔE_{00} Vs ΔTP_{00}	Halógena	$0.353\Delta TP_{00}+1.672$	0.842
	LED	$0.826\Delta TP_{00}+2.046$	0.826

Tabla V.2.4. Regresión análisis entre la diferencia del color y la variación de translucidez

Como resultado encontramos que la diferencia del color ΔE_{00} de los composites está correlacionada con la variación de translucidez, ΔTP_{00} que se produce después del curado. El coeficiente de regresión estandarizado es $\beta=0.842$ para la halógena y $\beta=0.826$ para la LED o, lo que es igual, cuando consideramos una única variable, que el coeficiente de correlación es $r=0.842$, 0.826 para halógena y LED, respectivamente.

V.3. Influencia del espesor sobre el color y la translucidez de las resinas composite

En el Anexo II se presentan las coordenadas cromáticas y diferencias de color según CIELAB y CIEDE2000 entre muestras polimerizadas (a' , b' , L' , ΔE_{00} , ΔE^*_{ab}) y a las 24 horas de la polimerización para los tres espesores considerados (0.5, 1 y 2mm) y las dos lámparas empleadas (Bluelight, Bluephase).

Consideramos en nuestro estudio un periodo de 24 horas, porque durante este tiempo se completa la polimerización del material en oscuridad: es la llamada fase oscura, que comienza inmediatamente después de la fotoactivación. Esta reacción, por tanto, no depende de la presencia de la luz y continúa, por lo menos, durante 24 horas, incluso en total oscuridad (Albers, 1988).

En nuestro diseño experimental uno de los factores que pueden influir en los resultados de esta fase del estudio, y en los obtenidos en la que se desarrollará a continuación sobre estabilidad cromática temporal de las resinas, es sin duda, las condiciones de almacenamiento de las muestras. (Lee y cols, 1998). En todos los estudios colorimétricos sobre cambios de color de los composites dentales se han empleado una gran variedad de medios y condiciones de almacenamiento: Asmussen (1981) almacenó los composites durante un año empleando agua desmineralizada a varias temperaturas, 37,

50, 60 y 70°C; Tamura y cols, (1983) en saliva artificial durante 40 días; Katayama y cols, (1986) conservó en agua a 37°C durante un mes; Hosoya (1999) evaluó la diferencia del color de los composites cada 6 meses durante 5 años manteniendo las muestras en saliva artificial y a una temperatura de 37° C; Vichi y cols, (2004) en agua a 60° C durante un mes. Finalmente, Lee y cols (2004b), empleando tiempos de 3 días a 3 semanas de inmersión, concluyeron que tanto los medios como el tiempo de conservación ejercen un efecto significativo sobre la variación del color de los composites. Debido a la falta de uniformidad en la bibliografía sobre el método adecuado de almacenamiento, que imposibilita en gran medida la comparación de resultados, en nuestro caso empleamos saliva artificial y temperatura próxima a 37° C, de acuerdo a la normativa ISO (EN ISO, 2001) por ser ésta una de las más empleadas en trabajos recientes en este campo y reproducir de forma más cercana las condiciones habituales de la cavidad oral.

Es importante tener en cuenta también, que en este trabajo no se utilizó ninguna técnica de pulido. Estudios previos han demostrado que éstas pueden modificar la superficie de las muestras y, por tanto, su color (Aguilar JA y cols, 2005). Por este motivo, y para conseguir la mayor uniformidad posible en el acabado superficial de todas ellas sin interferir en la medida del color (Eldiwany y cols, 1995), se colocó una matriz de acetato sobre la superficie a medir en cada muestra, método habitual en estudios sobre color en composites (Taira y cols, 1999; Vichi y cols, 2004; Janda y cols, 2004).

Antes de comenzar con el estudio de la influencia del espesor sobre el color de los composites tras la conclusión de la fase oscura, estudiaremos brevemente si, al igual que ocurría para un espesor de 2mm, también se producen cambios significativos en las coordenadas cromáticas y diferencias de color para espesores de 0.5 y 1mm entre las muestras antes e inmediatamente después de la fotoactivación. En el Anexo.I, se muestran las coordenadas cromáticas obtenidas a partir de las medidas experimentales y la diferencia de color CIELAB (CIE, 1976) y CIEDE2000 para cada una de las lámparas, para estos dos espesores.

Como podemos observar en el Anexo I y en las Tablas V 3.1, y V 3.2, que muestran la estadística descriptiva de los datos relativos a 0,5 y 1 mm de espesor, las

tendencias en cuanto a variación de color que se encuentran para estos espesores son análogas a las descritas previamente para 2mm.

	Espesor	N	Media	Intervalo de confianza al 95%		Mín	Máx
				Limite inferior	Limite superior		
ΔE_{00}	0.5	99	2.01	1.90	2.13	0.69	3.47
	1	99	1.85	1.72	1.97	0.66	3.42
	Total	198	1.93	1.85	2.01	0.66	3.47
ΔL	0.5	99	-1.70	-2.00	-1.40	-4.38	0.68
	1	99	-1.35	-1.69	-1.02	-4.38	1.18
	Total	198	-1.53	-1.75	-1.30	-4.38	1.18
$\Delta a'$	0.5	99	0.29	0.15	0.43	-0.67	4.37
	1	99	0.26	0.16	0.37	-0.38	1.79
	Total	198	0.28	0.19	0.36	-0.67	4.37
$\Delta b'$	0.5	99	-1.49	-1.72	-1.26	-3.94	0.67
	1	99	-1.39	-1.63	-1.15	-4.62	1.20
	Total	198	-1.44	-1.61	-1.28	-4.62	1.20

Tabla V.3.1. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de 0.5 y 1 mm de ambos materiales y polimerizadas con Bluelight

	Espesor	N°	Media	Intervalo de confianza al 95%		Mín	Máx
				Limite inferior	Limite superior		
ΔE_{00}	0.5	99	2.32	2.11	2.53	0.75	9.96
	1	99	2.37	2.21	2.54	0.55	4.35
	Total	198	2.35	2.21	2.48	0.55	9.96
$\Delta L'$	0.5	99	-1.54	-1.90	-1.19	-7.19	1.44
	1	99	-1.49	-1.87	-1.10	-4.67	3.16
	Total	198	-1.52	-1.77	-1.26	-7.19	3.16
$\Delta a'$	0.5	99	0.51	0.22	0.81	-1.40	13.53
	1	99	0.89	0.70	1.07	-0.43	4.58
	Total	198	0.7	0.52	0.88	-1.40	13.53
$\Delta b'$	0.5	99	-2.02	-2.29	-1.76	-4.60	1.69
	1	99	-2.04	-2.29	-1.79	-5.37	2.19
	Total	198	-2.03	-2.21	-1.85	-5.37	2.19

Tabla.V.3.2. Estadística descriptiva. Resultados de color y de diferencias de color obtenidas en muestras de 0.5 y 1 mm de ambos materiales y polimerizadas con Bluephase

Las tablas V.3.3 y V.3.4 muestran el ANOVA para los espesores de 0.5 y 1mm, respectivamente. De la misma manera, al igual que ocurría para un espesor de 2mm encontramos que existen diferencias estadísticamente significativas entre las lámparas para

$\Delta a'$, $\Delta b'$ y ΔE_{00} para un espesor de 1 mm. Sin embargo, para 0.5 mm sólo aparecen en $\Delta b'$ y ΔE_{00}

		ANOVA SC ¹	GL ²	Media de cuadrados	F	Sig.
$\Delta L'$	Inter-grupos	1.21	1	1.207	0.436	0.510
	Intra-grupos	542.08	196	2.766		
	Total	543.29	197			
$\Delta a'$	Inter-grupos	2.47	1	2.475	1.814	0.180
	Intra-grupos	267.38	196	1.364		
	Total	269.85	197			
$\Delta b'$	Inter-grupos	13.93	1	13.927	9.158	0.003
	Intra-grupos	298.06	196	1.521		
	Total	311.99	197			
ΔE_{00}	Inter-grupos	4.55	1	4.550	6.466	0.012
	Intra-grupos	137.92	196	0.704		
	Total	142.47	197			

Tabla V.3.3. ANOVA unifactorial para un espesor de 0.5mm

		ANOVA SC ¹	GL ²	Media de cuadrados	F	Sig.
$\Delta L'$	Inter-grupos	0.900	1	0.900	0.279	0.598
	Intra-grupos	633.067	196	3.230		
	Total	633.968	197			
$\Delta a'$	Inter-grupos	19.239	1	19.239	34.109	0.000
	Intra-grupos	110.551	196	0.564		
	Total	129.790	197			
$\Delta b'$	Inter-grupos	20.942	1	20.942	14.151	0.000
	Intra-grupos	290.055	196	1.480		
	Total	310.997	197			
ΔE_{00}	Inter-grupos	13.716	1	13.716	25.548	0.000
	Intra-grupos	105.229	196	0.537		
	Total	118.945	197			

Tabla V.3.4. ANOVA unifactorial para un espesor de 1mm

V.3.1. Influencia del espesor sobre el cambio del color durante la fase oscura de la reacción de polimerización.

En las figuras V.3.1. (a) y V.3.1. (b), se representan las distribuciones espectrales de la reflectancia espectral en función de la longitud de onda para algunas muestras de 2

mm de espesor de los dos materiales. La distribución de la reflectancia espectral de los composites aumenta con la longitud de onda a partir de 400 a 700nm.

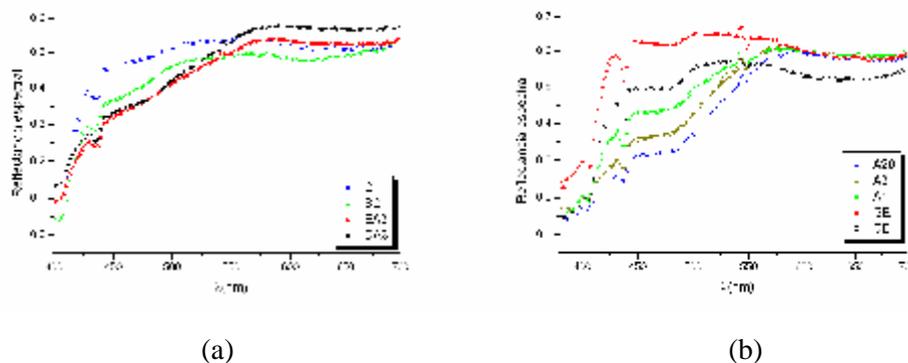
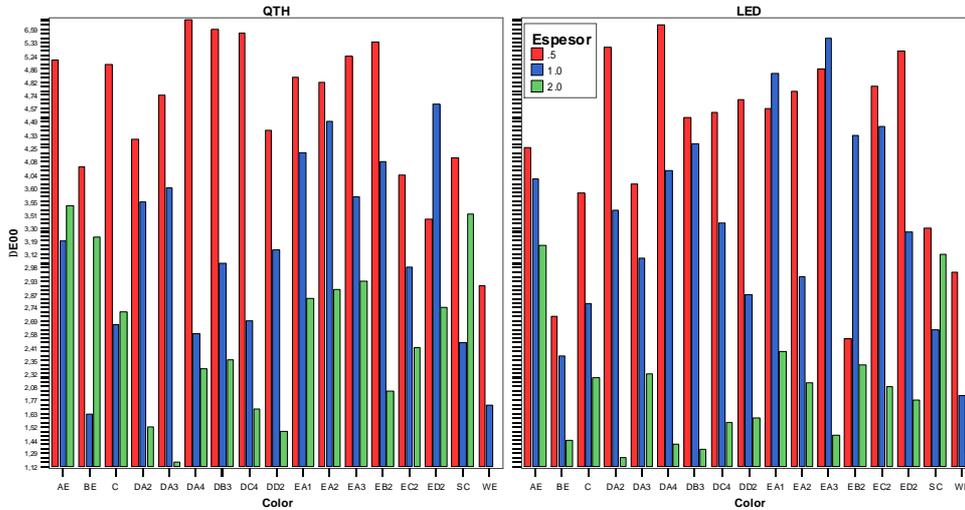


Figura. V.3.1. Reflectancia espectral de muestras de composite con 2 mm a las 24h de la polimerización con la lámpara halógena: (a) Artemis; (b) Esthet-X

Si comparamos estas curvas de reflectancia espectral con las que aparecen en la figura V.2.2, para las mismas muestras, pero inmediatamente después de la fotoactivación, comprobamos que el valor de la reflectancia espectral es menor a las 24 horas, aunque el descenso es menor que el registrado entre las muestras pre-post polimerización.

También encontramos diferencia en la distribución espectral entre los dos materiales. Esta variación en la reflectancia entre Artemis y Esthet-X se puede explicar por las diferencias existentes entre ambos materiales en cuanto a las características de su relleno inorgánico, que hemos comentado previamente, y que son responsables de la dispersión de la luz. Además, probablemente existan también diferencias entre el índice de refracción de la resina y el las partículas de relleno de cada material, uno de los factores que determinan el fenómeno de pérdida de luz por refracción.

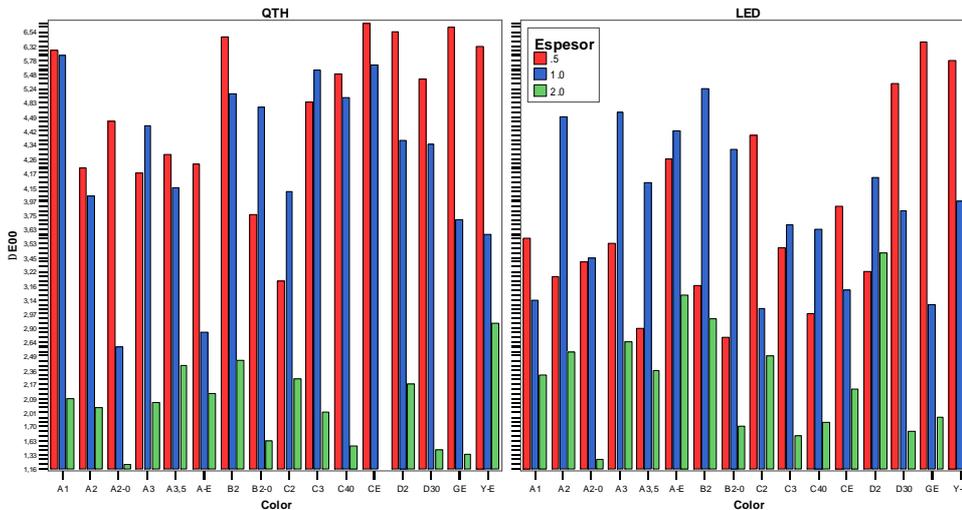
Las figuras V.3.2 y V.3.3 muestran la diferencia de color de los composites a las 24 horas de ser fotoactivados para cada una de las lámparas utilizadas.



(a)

(b)

Figura. V.3.2. ΔE_{00} de Artemis polimerizado con las lámparas BlueLight (a), Bluephase (b)



(a)

(b)

Figura. V.3.3. ΔE_{00} de Esthet-X polimerizado con las lámparas BlueLight (a), Bluephase (b)

El procedimiento estadístico se realizó en las siguientes fases: primero, la estadística descriptiva, y en segundo lugar para evaluar el efecto del espesor de la muestra de composites y el tipo de lámpara de polimerización usada, aplicamos un Análisis de Varianza (ANOVA.) de dos factores con interacción (“Espesor” y “Lámpara”).

En la tabla V.3.5 se muestran la media y la desviación estándar de la variación de las coordenadas de color para cada espesor y cada lámpara a las 24 h con respecto a la post-polimerización.

	Espesor (mm)	Lámpara	Media	Disv.Esd	N
$\Delta L'$	0.5	QTH	4.80	3.45	99
		LED	1.66	3.39	99
		Total	3.23	3.75	198
1	1	QTH	2.32	3.13	99
		LED	2.52	2.10	99
		Total	2.42	2.66	198
2	2	QTH	-0.20	1.96	99
		LED	1.15	1.12	99
		Total	0.48	1.73	198
$\Delta a'$	0,5	QTH	3.17	1.53	99
		LED	2.87	1.19	99
		Total	3.02	1.38	198
1	1	QTH	3.01	1.18	99
		LED	3.07	1.30	99
		Total	3.04	1.24	198
2	2	QTH	1.63	0.71	99
		LED	1.82	0.86	99
		Total	1.72	0.79	198
$\Delta b'$	0.5	QTH	-0.66	3.61	99
		LED	2.13	2.95	99
		Total	0.74	3.57	198
1	1	QTH	-0.33	3.03	99
		LED	0.53	2.89	99
		Total	0.10	2.98	198
2	2	QTH	0.61	1.57	99
		LED	0.59	1.57	99
		Total	0.60	1.57	198
ΔE_{00}	0.5	QTH	5.25	1.63	99
		LED	4.23	1.14	99
		Total	4.74	1.49	198
1	1	QTH	4.05	1.29	99
		LED	3.92	1.11	99
		Total	3.98	1.20	198
2	2	QTH	2.24	0.76	99
		LED	2.23	0.73	99
		Total	2.23	0.74	198

Tabla V.3.5. Estadística descriptiva

Las variaciones cromáticas que se producen disminuyen a medida que aumenta el espesor, siendo las variaciones más importantes para a' y la luminancia, y las menores para

b'. Además, este efecto se obtiene para las dos lámparas. Sin embargo, cabe destacar que este resultado difiere respecto al que encontramos después de la polimerización, en donde el cambio más significativo es el desplazamiento hacia la zona azul del diagrama cromático, indicada por la disminución de la coordenada b'. Como hemos señalado, durante la fase oscura este proceso es justo al contrario, por lo que en las primeras 24 horas tras la fotoactivación, en general, la muestra sufre un ligero cambio hacia la zona de los amarillos. No obstante debemos señalar que hemos encontrado excepciones a este efecto en algunas muestras de bajo espesor polimerizadas con la lámpara halógena, aunque la variación es muy inferior a la observada durante el proceso de fotoactivación. El cambio de signo en $\Delta b'$ entre ambas fases podría ser debido cambios estructurales en el material relacionados con su inmersión en el medio de almacenamiento. No obstante, esto deber ser confirmado en estudio posterior.

Con respecto a los cambios en la luminancia, $\Delta L'$, el valor mínimo (-0.20) se obtiene para 2mm y la lámpara halógena. El valor máximo (4.80), se registra en un espesor de 0.5 mm con la misma lámpara. Con respecto a los cambios de $\Delta a'$, se observa una variación importante a 0.5 y 1mm para las dos lámparas, aunque este cambio disminuye en más de un 50% en las muestras de 2mm.

Como se observa en las figuras V.3.2 y V.3.3 y la tabla V.3.5., la diferencia de color disminuye a medida que aumenta el espesor. El valor medio más elevado de la diferencia de color se corresponde con un espesor de 0.5mm (5.25) para la lámpara halógena. El valor medio mas bajo, corresponde a las muestras de 2mm de espesor polimerizadas con LED (2.23).

Koichi y cols (2001), realizaron un estudio sobre la diferencia de color que presentaban muestras de un composite fotoactivado de laboratorio polimerizadas con diferentes espesores (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5 y 3 mm), concluyendo que sólo para espesores mayores de 2.5mm se obtienen diferencias inferiores a las consideradas aceptables en la práctica clínica ($\Delta E^*_{ab} > 3.3$). Estas diferencias son debidas fundamentalmente a la diferencia del valor de la luminancia, siendo muy superior para la muestras de menor espesor. De los datos del Anexo I, también podemos concluir dicha tendencia, aunque para

materiales diferentes y de más reciente introducción en el mercado. Esto resulta interesante en la medida en que pone en evidencia que un material de uso directo en clínica, como son las resinas estudiadas en este trabajo, y polimerizadas en condiciones “clínicas” presentan el mismo comportamiento cromático que resinas compuestas de laboratorio, sometidas a procesos de curado, en principio, mucho más favorable para una adecuada polimerización del material.

ANOVA Bifactorial con Interacción

La tabla V.3.6 contiene las fuentes de variación, las sumas de cuadrados, los grados de libertad (GL), las medias cuadráticas, los estadísticos F y los niveles críticos (Sig.) asociados a cada estadístico F.

Fuente	Variable Dependiente	Suma de cuadrados	GL	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	$\Delta L'$ ^a	1372.38	5	274.48	38.59	0.000
	$\Delta a'$ ^b	231.71	5	46.34	34.30	0.000
	$\Delta b'$ ^c	466.75	5	93.35	12.68	0.000
	ΔE_{00} ^d	707.56	5	141.51	106.55	0.000
Intersección	$\Delta L'$	2480.31	1	2480.31	348.72	0.000
	$\Delta a'$	3998.68	1	3998.68	2959.26	0.000
	$\Delta b'$	136.48	1	136.48	18.55	0.000
	ΔE_{00}	7924.63	1	7924.63	5966.53	0.000
Espesor	$\Delta L'$	792.14	2	396.07	55.69	0.000
	$\Delta a'$	225.26	2	112.63	83.35	0.000
	$\Delta b'$	45.06	2	22.53	3.06	0.048
	ΔE_{00}	654.91	2	327.45	246.54	0.000
Lámpara	$\Delta L'$	41.55	1	41.55	5.84	0.016
	$\Delta a'$	0.04	1	0.04	0.03	0.865
	$\Delta b'$	217.25	1	217.25	29.52	0.000
	ΔE_{00}	22.19	1	22.19	16.71	0.000
Espesor * Lámpara	$\Delta L'$	538.70	2	269.35	37.87	0.000
	$\Delta a'$	6.41	2	3.20	2.37	0.094
	$\Delta b'$	204.44	2	102.22	13.89	0.000
	ΔE_{00}	30.46	2	15.23	11.47	0.000
Error	$\Delta L'$	4182.19	588	7.11		
	$\Delta a'$	794.53	588	1.35		
	$\Delta b'$	4327.44	588	7.36		
	ΔE_{00}	780.97	588	1.33		
Total	$\Delta L'$	8034.88	594			
	$\Delta a'$	5024.92	594			
	$\Delta b'$	4930.67	594			
	ΔE_{00}	9413.16	594			
Total corregido	$\Delta L'$	5554.58	593			

	$\Delta a'$	1026.24	593
	$\Delta b'$	4794.19	593
	ΔE_{00}	1488.53	593
a	R cuadrado = .247 (R cuadrado corregido = .241)		
b	R cuadrado = .226 (R cuadrado corregido = .219)		
c	R cuadrado = .097 (R cuadrado corregido = .090)		
d	R cuadrado = .475 (R cuadrado corregido = .471)		

Tabla.V.3.6. Prueba de los efectos Inter-sujetos

La fila Modelo corregido se refiere a todos los efectos del modelo tomados juntos (el efecto de los dos factores, la lámpara y espesor, el de la interacción y el de la constante o intersección). El nivel crítico asociado al estadístico F (Sig = 0.000 < 0.05) nos indica que el modelo explica una parte significativa de la variación observada en las variables dependientes ($\Delta L'$, $\Delta a'$, $\Delta b'$, ΔE_{00}).

Los valores de R^2 (0.247; 0.226; 0.097; 0.475), que se obtienen dividiendo la suma de cuadrados del Modelo corregido entre la suma de cuadrados total corregida, indica que los tres efectos incluidos en el modelo (Espesor, Lámpara y Espesor*Lámpara) están explicando el 65,5 % de la varianza de la variable dependiente $\Delta L'$, 22.6% de $\Delta a'$, 9.7% de $\Delta b'$ y 47.5% de ΔE_{00} .

Las dos filas individuales para espesor y lámpara recogen los efectos principales, es decir, los efectos individuales de los dos factores incluidos: lámpara y espesor. Los niveles críticos (Sig.) indican que, mientras los grupos definidos para la variable espesor presentan los valores medios de $\Delta L'$, $\Delta a'$ y ΔE_{00} significativamente diferentes (Sig. p = 0.000 < 0.05), mientras que los valores medios de $\Delta b'$ no presentan diferencias significativas (Sig p.= 0.05).

Para la variable lámpara, los valores medios de $\Delta L'$, $\Delta b'$, ΔE_{00} de los grupos definidos presentan diferencias significativas diferentes (Sig. = 0.00 < 0.05), mientras los valores medios de $\Delta a'$ no son estadísticamente significativos (Sig.= 0.865).

La siguiente fila contiene información sobre el efecto de la interacción entre espesor y lámpara. El estadístico F correspondiente a este efecto lleva asociado un nivel crítico de

0.094 para el variable dependiente $\Delta a'$, lo cual indica que si consideramos la interacción lámpara-espesor pose un efecto no significativo sobre la variación de a' .

Como podemos observar en la tabla, el cambio del color de los composites después de 24h, está mas relacionado con el espesor ($F=246.54$) que con el tipo de lámpara utilizada en la fotoactivación ($F=16.71$) (Tabla V.3.6). Con respecto a los valores de $\Delta L'$, $\Delta a'$ y $\Delta b'$, la diferencia del color ΔE_{00} de los composites es debida más a la variación de $\Delta L'$ (55.69) y de $\Delta a'$ (83.35) que de $\Delta b'$ ($F=3.06$).

En las gráficas de las figuras V.3.4 a V.3.7 aparecen representadas las medias de la variación de las coordenadas cromáticas $\Delta L'$, $\Delta a'$ y $\Delta b'$ y la diferencia de color ΔE_{00} respectivamente, calculadas en cada subgrupo resultante de combinar cada nivel de la variable lámpara con cada nivel de la variable espesor. En dichas gráficas, si la variación no es paralela (crecimiento o decrecimiento) estadísticamente indica que hay una interacción.

En la figura V.3.4, y con respecto a la lámpara halógena (QTH), la mayor variación media de la iluminancia $\Delta L'$ se consigue con un espesor 0.5 mm, y la mas baja con el espesor 2mm. Sin embargo, para la lámpara LED hay pequeño aumento de la media $\Delta L'$ cuando pasamos de 0.5 a 1mm, y después disminuye para 2mm.

El valor medio de la variación de a' , disminuye para la lámpara halógena (QTH), y sin embargo, presenta un ligero aumento de 0.5 a 1mm para la lámpara LED (Figura V.3.5)

La figura V.3.6 describe la variación del valor medio de $\Delta b'$. Encontramos un aumento de este parámetro con el espesor cuando usamos la lámpara halógena y una disminución con la LED. A 2mm los valores medios de $\Delta b'$ son iguales para las dos lámparas.

El valor medio de la diferencia de color ΔE_{00} (Figura.V.3.7) disminuye cuando aumenta el espesor, aunque el decrecimiento es más pronunciado para la halógena que cuando empleamos la LED. A 2 mm los valores medios de ΔE_{00} son iguales para las dos lámparas.

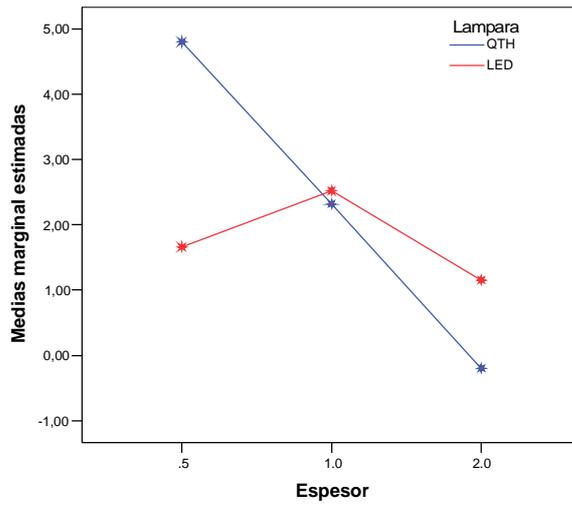


Figura V.3.4. Medias marginales estimadas de $\Delta L'$

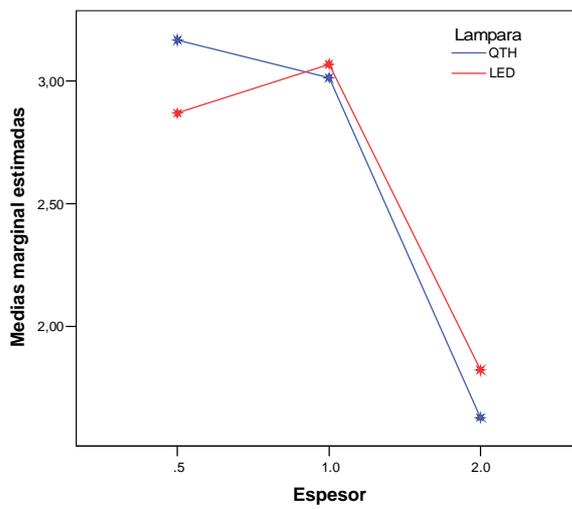


Figura V.3.5. Medias marginales estimadas de $\Delta a'$

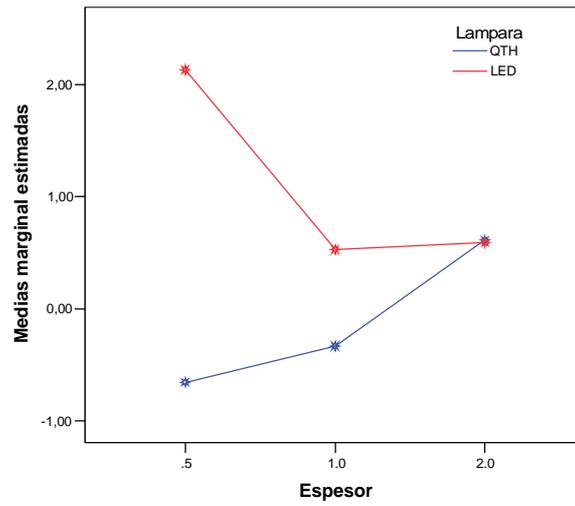


Figura V.3.6. Medias marginales estimadas de $\Delta b'$

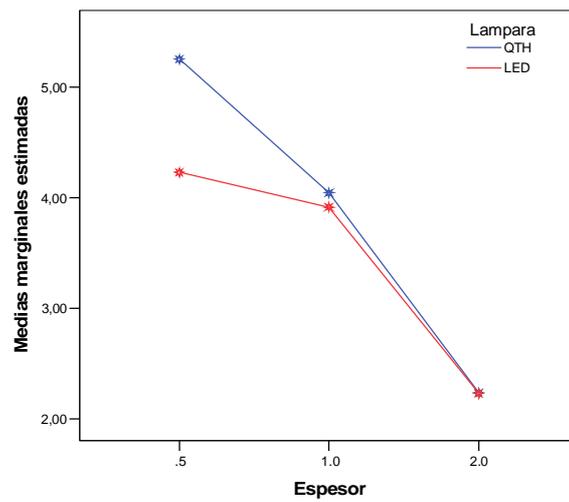


Figura V.3.7. Medias marginales estimadas de ΔE_{00}

Para finalizar, y al igual que hicimos en el apartado anterior, evaluamos si las diferencias de color obtenidas son clínicamente aceptables en el sistema CIEDE2000. En la tabla V.3.7 se presentan las ecuaciones de regresión lineal y del coeficiente de correlación r obtenidas entre las fórmulas en los espacios CIELAB y CIEDE2000 para las dos lámparas utilizadas y los tres espesores.

	Lámpara	Espesores (mm)	Ecuación de Correlación	Coefficiente (r)
ΔE_{00} Vs ΔE_{ab}	QTH	0,5	$0,55 \Delta E_{ab}^* + 1,46$	0,96
		1	$0,57 \Delta E_{ab}^* + 1,15$	0,93
		2	$0,72 \Delta E_{ab}^* + 0,23$	0,94
	LED	0,5	$0,58 \Delta E_{ab}^* + 1,06$	0,96
		1	$0,57 \Delta E_{ab}^* + 1,19$	0,92
		2	$0,72 \Delta E_{ab}^* + 0,32$	0,89

Tabla.V.3.7. Regresión lineal entre la diferencia del color de ΔE_{00} y ΔE_{ab}^*

De acuerdo a las ecuaciones obtenidas, un valor de $\Delta E_{ab}^*=3.3$ (Ruyter y cols, 1987) se corresponde con los valores de 3.27, 3.03, 3.60 para espesores de 0.5, 1 y 2mm respectivamente, para la lámpara LED en el sistema CIEDE2000 y con 2.97, 3.07, y 2.69 para la lámpara halógena (QTH). A la vista de estos resultados, y comparándolos con los de la tabla V.3.7 sólo las muestras con espesores mayores a 2mm presentarían diferencias clínicamente aceptables.

V.3.2. Estudio del efecto del espesor del composite sobre la translucidez

Al igual que en el estudio anterior sobre el efecto de la lámpara sobre la translucidez del composite, en este apartado sólo consideraremos 9 de los colores de resinas composites empleadas en nuestro trabajo (5 de Esthet-X y 4 de Artemis).

Los valores de la variación de translucidez $\Delta TP00$ y la contrast ratio $\Delta CR\%$, para los espesores estudiados se muestran en la tabla V.3.8 y la figura V.3.8 respectivamente.

Material	2mm				1mm				0,5mm			
	QTH		LED		QTH		LED		QTH		LED	
	ΔTP_{00}	$\pm S.D$										
Est-A20	5.35	$\pm 0,74$	0.75	$\pm 0,57$	-0.88	$\pm 1,10$	0.53	$\pm 0,37$	1.36	$\pm 0,81$	0.01	$\pm 1,27$
Est -A3	2.26	$\pm 0,38$	1.20	$\pm 0,33$	-0.29	$\pm 0,76$	-0.47	$\pm 0,37$	-1.36	$\pm 0,97$	-1.62	$\pm 0,54$
Est -A1	1.44	$\pm 0,26$	0.74	$\pm 0,80$	-0.13	$\pm 1,61$	0.51	$\pm 0,27$	1.05	$\pm 0,31$	-1.1	$\pm 0,75$
Est -GE	-0.12	$\pm 1,60$	-0.13	$\pm 0,42$	-7.19	$\pm 1,03$	-7.95	$\pm 1,31$	-7.50	$\pm 0,76$	-13.06	$\pm 1,80$
Est -CE	-2.18	$\pm 1,40$	2.25	$\pm 0,12$	-12.17	$\pm 1,81$	-10.95	$\pm 0,36$	-6.96	$\pm 1,14$	-10.18	$\pm 1,80$
Art-SC	4.64	$\pm 1,26$	6.62	$\pm 1,45$	1,93	$\pm 1,40$	0,48	$\pm 1,55$	2,49	$\pm 1,21$	4,66	$\pm 0,75$
Art-C	2.28	$\pm 1,07$	3.02	$\pm 0,33$	-1,87	$\pm 0,29$	1,69	$\pm 0,06$	0,71	$\pm 0,66$	3,70	$\pm 0,85$
Art-EA3	1.81	$\pm 0,70$	1.81	$\pm 0,42$	0,72	$\pm 1,29$	0,22	$\pm 1,85$	2,15	$\pm 0,74$	2,63	$\pm 0,28$
Art-DA3	1.43	$\pm 0,79$	1.20	$\pm 0,55$	1,56	$\pm 0,09$	1,51	$\pm 0,14$	2,49	$\pm 0,33$	1,48	$\pm 1,87$

Tabla. V.3.8. Variación de la translucidez (ΔTP_{00}).

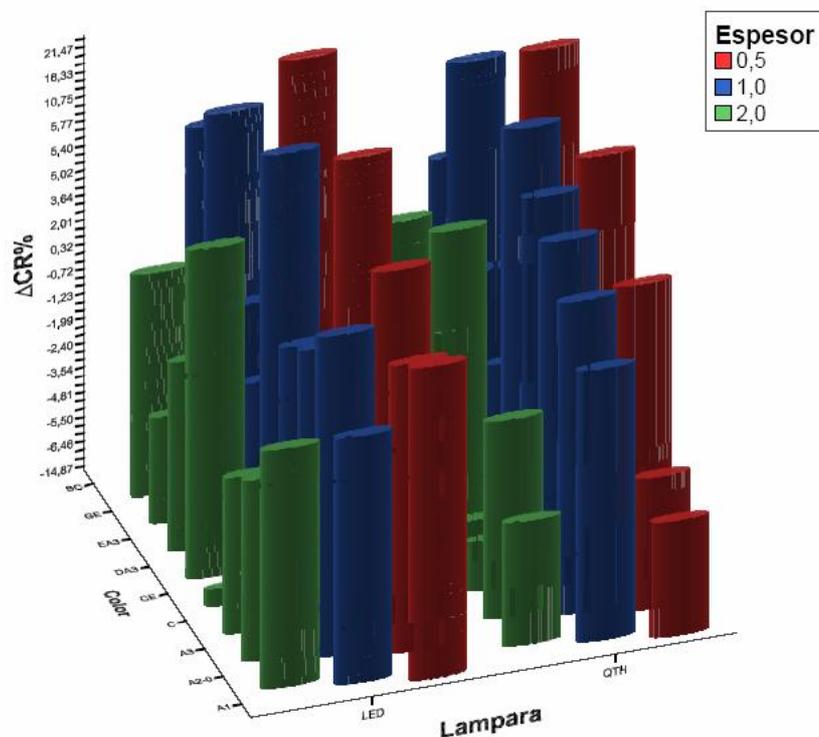


Figura V.3.8. Variación de la contrast ratio ($\Delta CR\%$)

Estos parámetros muestran una variación significativa dependiendo del material, tal como se observa en la tabla V.3.15. ($p < 0.05$). Por esta razón, estudiamos el efecto de forma independiente para cada material. Nuestros resultados están de acuerdo con los de Kim y cols, (2005) y Lee y cols, (2004a) quienes concluyen que los valores de la translucidez están fuertemente influenciados por el tipo del material. Esta diferencia puede

ser debida a que la opacidad de los composites dentales depende de la diferencia de los índices de refracción del material (resina-relleno), de la composición química del composite o de diferencias en las características ópticas propias del material tales como dispersión y absorción. Es importante también tener en cuenta que la opacidad de materiales translucidos depende de la calidad de su superficie, ya que la degradación de las superficies aumenta las reflexiones aleatorias, tal como ocurre, cuando el composite se sumerge en algún medio (Inokoshi y cols, 1996).

Para las muestras de Artemis de 0.5mm de espesor, la translucidez aumenta después de las 24 horas (0.71 a 2.49) con la lámpara halógena, y con la LED (1.48 a 4.66). Sin embargo, disminuye, en general, para las muestras de Esthet-X, p.e. -13.06, -1.1, -1.62, -10.18, cuando usamos la lámpara LED. Este efecto aparece también para un espesor de 1mm, pero sin embargo para 2mm en Esthet-X no se produce esta disminución.

Los datos obtenidos sobre la translucidez y la contrast ratio para diferentes variables (espesor, lámpara y material) nos permiten realizar, un análisis comparativo entre ellos al considerar cada una de las variables. Para evaluar los efectos (espesor, lámpara, material) sobre la translucidez y la contrast ratio, se ha realizado un ANOVA con interacción.

Fuente	Variable Dependiente	Suma de cuadrados	GL	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	$\Delta TP00$	456.55	11	41.50	3.32	0.002
	$\Delta CR\%$	2175.60	11	197.78	5.28	0.000
Intersección	$\Delta TP00$	0.38	1	0.38	0.03	0.862
	$\Delta CR\%$	164.96	1	164.96	4.41	0.042
Espesor	$\Delta TP00$	122.90	2	61.45	4.91	0.012
	$\Delta CR\%$	679.74	2	339.87	9.08	0.001
Lámpara	$\Delta TP00$	0.03	1	0.03	0.00	0.965
	$\Delta CR\%$	10.47	1	10.47	0.28	0.600
Material	$\Delta TP00$	244.59	1.00	244.59	19.55	0.000
	$\Delta CR\%$	1149.05	1.00	1149.05	30.70	0.000
Espesor * Lámpara	$\Delta TP00$	2.88	2	1.44	0.11	0.892
	$\Delta CR\%$	34.51	2	17.26	0.46	0.634
Espesor * Material	$\Delta TP00$	51.81	2	25.90	2.07	0.139
	$\Delta CR\%$	162.62	2	81.31	2.17	0.127
Lámpara * Material	$\Delta TP00$	7.84	1	7.84	0.63	0.433
	$\Delta CR\%$	51.07	1	51.07	1.36	0.249
Espesor * Lámpara * Material	$\Delta TP00$	8.23	2	4.12	0.33	0.721

	$\Delta CR\%$	40.46	2	20.23	0.54	0.587
Error	$\Delta TP00$	525.43	42	12.51		
	$\Delta CR\%$	1572.18	42	37.43		
Total	$\Delta TP00$	987.61	54			
	$\Delta CR\%$	4027.13	54			
Total corregido	$\Delta TP00$	981.98	53			
	$\Delta CR\%$	3747.78	53			

Tabla.V.3.9. Prueba de los efectos Inter-sujetos

De la tabla V.3.9 encontramos que $\Delta TP00$ y $\Delta CR\%$ muestran una variación significativa dependiendo del espesor ($p < 0.05$). Generalmente, con respecto al espesor de las muestras, la variación de la translucidez disminuye cuando pasamos de 0,5 a 1mm, y aumenta de forma considerable a 2mm. Un resultado contrario se obtiene para la contrast ratio, como era de esperar (Figura.V.3.8). La hipótesis de la influencia de la variación de la translucidez con el espesor, no se rechaza debido a esta variación significativa. Sin embargo, los p-valores obtenidos muestran que no hay variación significativa con el tipo de la lámpara empleada.

Para finalizar este epígrafe, realizaremos un breve estudio sobre la dependencia del color del composite del espesor de la muestra. Powers y cols, (1978b), utilizando espesores de composites variables de 1.3 a 3.9 mm y polimerizando las muestras con una fuente de luz ultravioleta, llegaron a la conclusión de que los valores de la opacidad aumentan drásticamente cuando el espesor aumenta de 1.3 a 3.9 mm. Aunque en nuestro estudio consideramos un rango menor, cabe destacar que estudiamos espesores menores de 1.3 mm no realizado en estudios anteriores.

En las figuras V.3.9 y V.3.10 se muestran los valores de la translucidez inmediatamente después de la polimerización y a las 24 horas para la lámpara halógena.

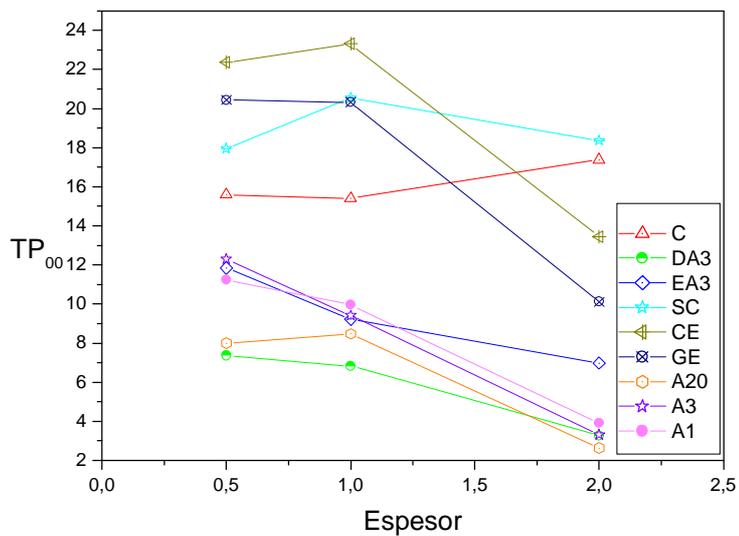


Figura. V.3.9. Variación de la translucidez con el espesor después de polimerización para la lámpara halógena.

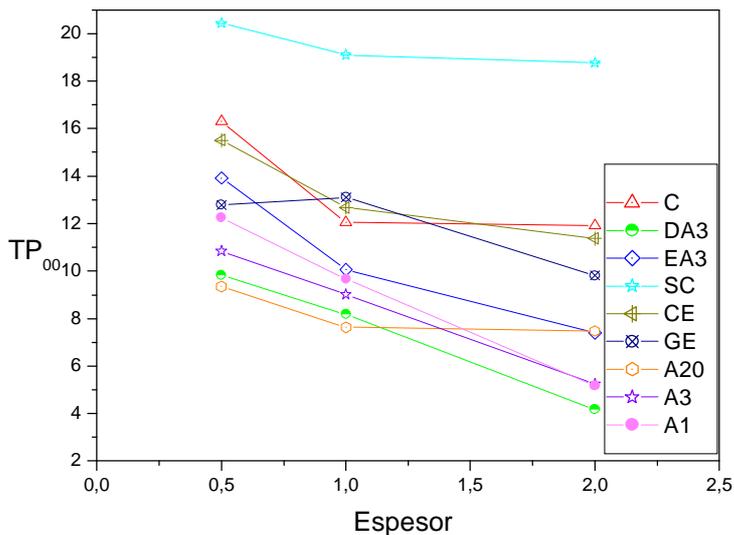


Figura. V.3.10. Variación de la translucidez con el espesor después de 24 h de polimerización para la lámpara halógena.

Como se observa en las figuras, en general, se produce una disminución de la translucidez en ambos casos, aunque como es de esperar el cambio es más significativo de unos “colores” a otros. Por otra parte, cabe también destacar que para espesores menores a 1.3 mm la translucidez permanece prácticamente constante e incluso aumenta para alguno de los composites. Este resultado no se encuentra en la bibliografía y consideramos que debiera ser estudiado con un número superior de muestras y mayor número de espesores. De igual forma, en nuestro estudio el valor de la translucidez, calculado como la diferencia de color de la muestra sobre fondo blanco y negro, se realiza empleando la fórmula CIEDE2000 en lugar de CIELAB, por lo que consideramos de interés el estudio sobre lo que este cambio supone. No obstante el empleo de una fórmula u otra mostrará valores diferentes en la translucidez, aunque no en las tendencias. Al igual que hemos señalado anteriormente, será recomendable estudios a este respecto ya que, en principio no eran el objetivo de la presente Tesis Doctoral.

V.4. Estabilidad temporal del color y la translucidez de las resinas composite

En este último apartado, estudiaremos la estabilidad temporal del color y la translucidez de las resinas composite. Para ello, analizaremos las modificaciones que se producen en los valores de estas variables en las muestras de nuestro estudio a los 30 días con respecto a las 24 horas de ser fotoactivadas.

V.4.1. Estabilidad temporal del color de las resinas composite

En el Anexo III se encuentran las coordenadas del color de los composites estudiados a los 30 días de la polimerización, así como la diferencias de color CIELAB y

CIEDE2000 entre dichas muestras y a las 24 horas, para un espesor de 2mm y para las dos lámparas (Bluelight y Bluephase). En el Anexo II se muestran, igualmente, las coordenadas cromáticas a las 24 h y la diferencia de color de éstas con respecto a las inmediatas tras la fotoactivación. Destacar que, en esta fase del estudio sólo se han considerado las muestras de 2 mm de espesor, con el objeto de no extender excesivamente el trabajo. Además, como ya comentamos en el apartado anterior, las tendencias en los cambios cromáticos son similares para los espesores estudiados, aunque difieran cuantitativamente.

Las gráficas V.4.1 a V.4.4 muestran los cambios de las coordenadas cromáticas (valor medio) para ambos materiales en los planos a'b' y a'L' y para cada lámpara, Bluelight y Bluephase, respectivamente. Elegimos este tipo de representación pues permite observar de forma sencilla la variación que se produce durante la fase oscura (flechas rojas) y durante el envejecimiento a 30 días (flechas azules). Consideramos que resulta de utilidad especialmente en casos como el nuestro en el que las variaciones cromáticas que se producen son diferentes en ambos procesos. Destacar que, en los estudios publicados previamente sobre estabilidad cromática, nunca se había analizado este proceso de envejecimiento en dos pasos.

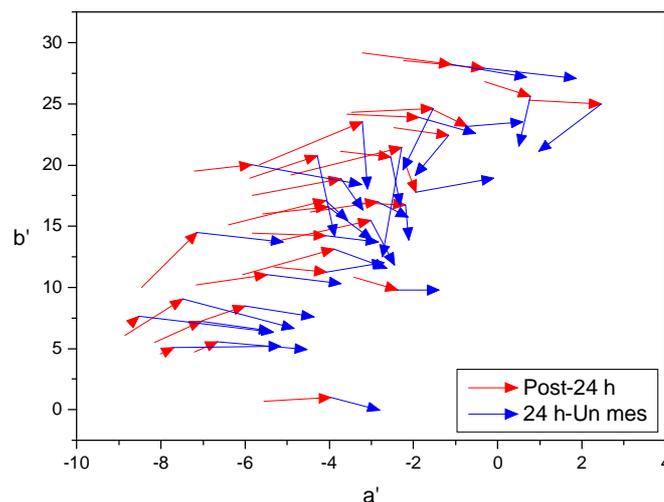


Figura.V.4.1. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano a'b' para la lámpara Bluelight.

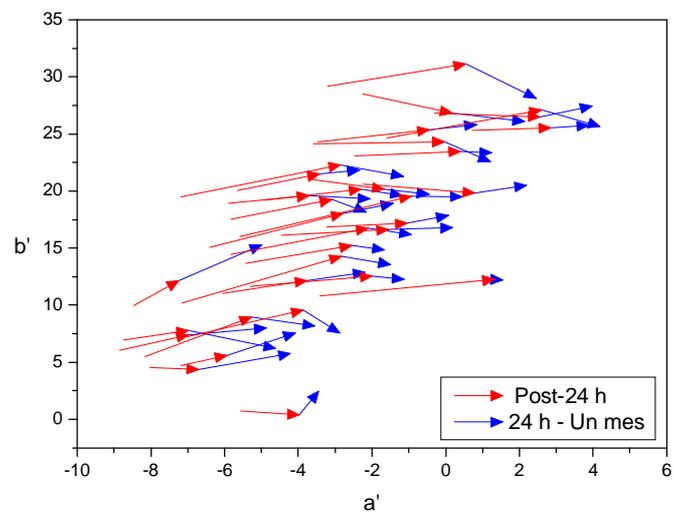


Figura.V.4.2. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano $a'b'$ para la lámpara Bluephase.

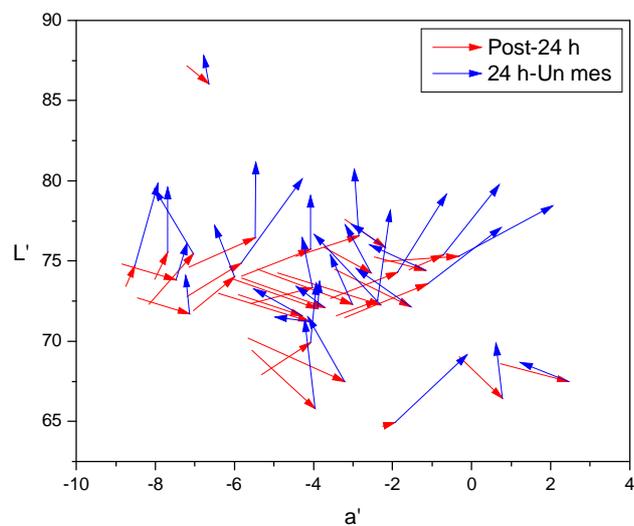


Figura.V.4.3. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano $a'L'$ para la lámpara Bluelight.

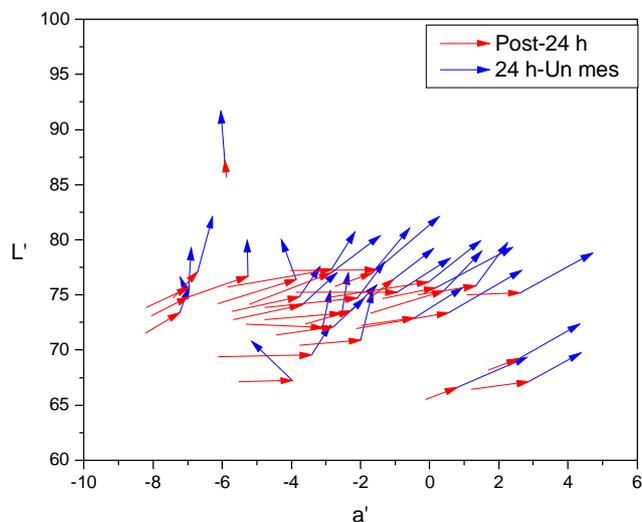


Figura.V.4.4. Variación de las coordenadas cromáticas para ambos materiales en el plano $a'L'$ para la lámpara Bluephase.

En las figuras V.4.1, V.4.2 y en el Anexo III, se observa, en general, que los valores de b' aumentan a las 24 horas para ambas lámparas, aunque el valor de este aumento depende del “color” del composite. Sin embargo, encontramos el efecto contrario entre las 24h y los 30 días, especialmente para la lámpara Bluelight. Al ser esta segunda variación de b' más importante cuantitativamente que la primera, podemos afirmar que las muestras, a las 24 h de ser fotoactivadas, presentan un valor de b' mayor que al mes de la polimerización.

Los valores de a' aumentan a las 24 horas y al mes, con valores diferentes dependiendo del “color” y del tipo de la lámpara. En general, la dirección del cambio del color tras 24 horas es Amarillo-Rojo (a' y b' aumentan), es decir, se produce un aumento del croma. Sin embargo, al mes la dirección del cambio es Azul-Rojo (a' aumenta y b' disminuye), es decir, se produce una disminución en el ángulo de tono, lo que significa que las muestras se hacen menos amarillas. Estos resultados están de acuerdo con los resultados de Koishi y cols (2002) y Vichi y cols (2002). Ambos señalan este desplazamiento hacia la zona de Rojo-Azul del espacio cromático, aunque las condiciones experimentales difieren en cuanto almacenamiento, ya que emplean agua destilada en lugar de saliva artificial.

Con respecto a la variación de luminancia L' , en las figuras V.4.3 y V.4.4, podemos comprobar que, mientras para Bluephase todos los “colores” presentan un comportamiento similar a las 24 h, sin embargo para Bluelight difieren dependiendo del “color”. En general, si consideramos ambos periodos de tiempo, encontramos que los valores de L' aumentan después de inmersión en saliva. En cualquier caso, parece indiscutible la influencia que ejerce el medio sobre el material y que, probablemente al menos en parte, sea el factor que justifique la evolución cromática de este tipo de materiales. La interacción, sobre todo con la fracción orgánica del material, dependería, en última instancia, de la peculiar composición de cada material. En este sentido, p.e., se ha afirmado que la acción de la estearasa salivar sobre el composite determina la liberación de ácido metaacrílico en materiales con fracción orgánica a base de BisGMA/TEGDMA habiéndose estimado que el segundo monómero es más fácil y rápidamente hidrolizable que el primero (Ameje y cols, 1981).

En las figuras V.4.5 y V.4.6 se muestran los valores medios de la diferencia de color, ΔE_{00} , entre las muestras tras la polimerización y a las 24 h y a las 24 h y tras 30 días de almacenamiento para ambos materiales, Artemis y Esthet-X, y para cada lámpara.

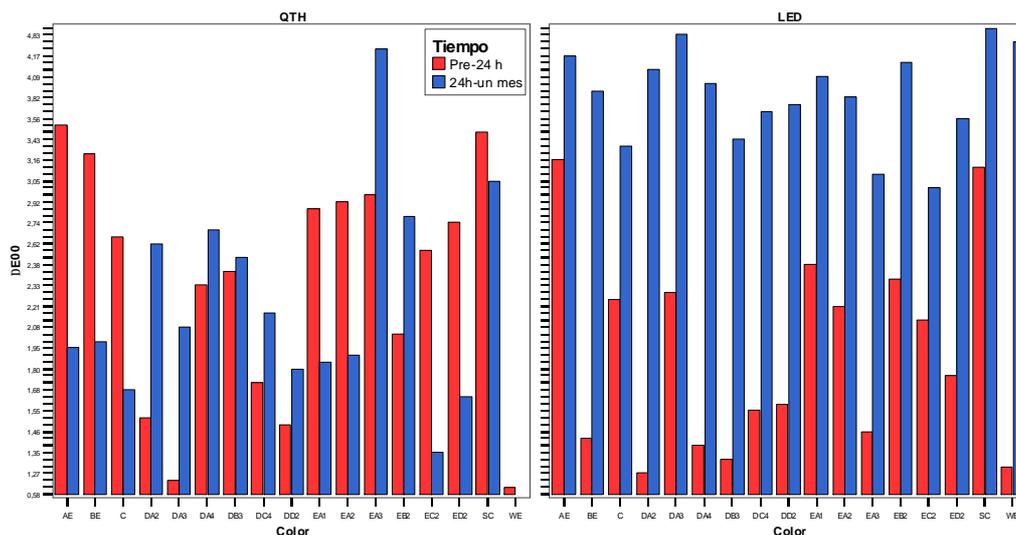


Figura. V.4.5. Valores de ΔE_{00} de las muestras de Artemis polimerizadas con la halógena (QTH) y la LED a las 24 h y al mes.

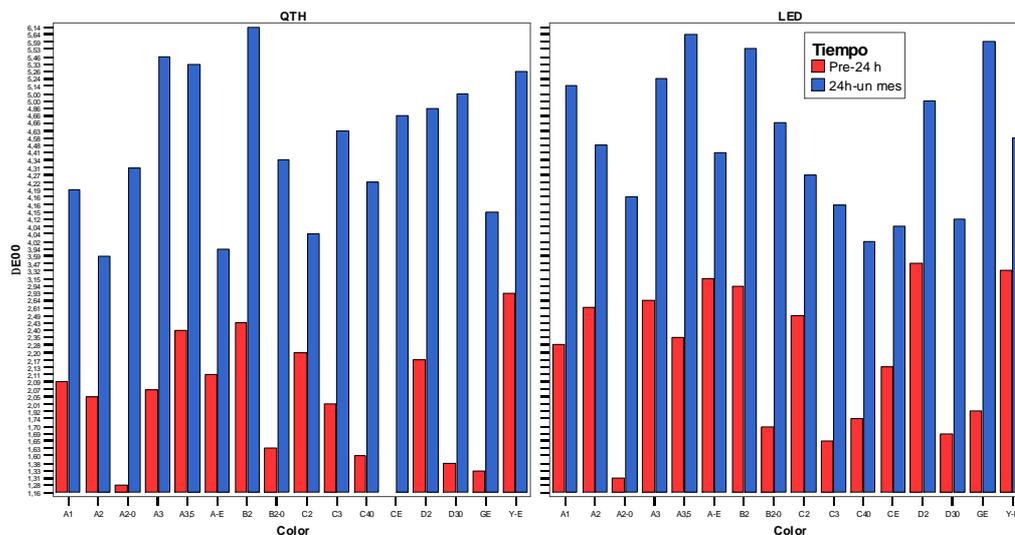


Figura. V.4.6. Valores de ΔE_{00} de las muestras de Esthet-X polimerizadas con la halógena (QTH) y la LED a las 24 h y al mes.

En la figura V.4.5, correspondiente a las muestras de Artemis, se puede observar que todos los valores medios de la diferencia del color ΔE_{00} de las muestras polimerizadas con la lámpara LED a las 24h de la fotoactivación son inferiores a las diferencias del color al mes. Sin embargo, las muestras de este material polimerizadas con la lámpara halógena (Bluelight), a veces presentan, para algunos “colores”, el efecto contrario. Tal es el caso de EA1, EA2, AE, BE, CE, C2, D2 y SC.

Como se observa en la figura V.4.3 para algunos de los “colores” la diferencia en luminancia es menor entre la muestra recién polimerizada y al mes (extremo de la flecha roja - punta de la flecha azul), que la diferencia de luminancia a las 24 horas (flecha roja). Greener y Duke (1989), encontraron que la estabilidad del color de composites para técnicas indirectas (protéticos) era mayor cuando existía un pequeño grado de conversión. En relación con nuestros resultados, es difícil que esta explicación sea plausible, por las diferencias entre los materiales de ambos estudios, las condiciones de polimerización y el que, en nuestro caso, aplicamos una dosis de energía que según la bibliografía consultada asegura un adecuado grado de conversión para capas de composite de 2 mm de espesor. Ya que se afirma que un adecuado grado de conversión es condición indispensable para

intentar alcanzar, a priori, estabilidad cromática (Imazato y cols, 2002) nuestras condiciones experimentales, en cuanto a dosis de energía aseguran que el grado de conversión no sea, en principio, factor influyente en los resultados.

El aumento de la diferencia de color ΔE_{00} al mes de la polimerización, probablemente tenga que ver con la absorción de agua que se produce en el material durante el periodo de almacenamiento en saliva artificial. La fracción orgánica de la resina compuesta experimenta una expansión higroscópica, es decir, absorbe agua del medio en el que se encuentra. Este fenómeno, además de producir un cambio en el índice de refracción del material, podría determinar la hidrólisis de la fase de enlace, es decir, producir la destrucción de la unión química entre la fase orgánica y la inorgánica, además de la degradación hidrolítica del relleno (Soderholm y cols, 1984; Ferracane y cols, 1998). Finalmente, Fan y cols (1985) encontraron que la absorción de agua de las resinas compuestas es máxima al mes, lo que induce a pensar que podrían ser los fenómenos descritos los implicados en los cambios cromáticos de las resinas estudiadas.

Estudio estadístico

Como en apartados anteriores, se realizó el análisis estadístico de los resultados obtenidos en relación con la estabilidad cromática de los composites dentales. En cuanto al procedimiento seguido, en principio se expondrán los datos relativos a la estadística descriptiva para, a continuación evaluar el efecto de las variables “lámpara”, “tiempo” y “material” sobre el cambio en las coordenadas cromáticas de las muestras mediante ANOVA factorial con Interacción.

En la tabla V.4.1 se muestran la media y la desviación estándar de las variaciones de las coordenadas cromáticas y la diferencia de color de las muestras de composite para ambos materiales entre las muestras después de la fotoactivación y 24 h y 24h y al mes de la polimerización. Al considerar las diferentes coordenadas, los datos resultantes permiten realizar un análisis comparativo entre las variaciones de color para cada una de ellas, evaluando así su efecto sobre la estabilidad del color del composite.

	Lámpara	Tiempo	Media	Disv.Esd	N
$\Delta L'$	QTH	Post-24 h	-0.20	1.96	99
		24 h –Mes	3.07	3.05	99
	LED	Post -24 h	1.15	1.12	99
		24 h –Mes	4.50	1.33	99
$\Delta a'$	QTH	Post -24 h	1.58	0.73	99
		24 h–Mes	1.51	1.34	99
	LED	Post -24 h	1.77	0.83	99
		24 h –Mes	2.63	1.28	99
$\Delta b'$	QTH	Post -24 h	0.61	1.57	99
		24 h –Mes	-1.48	2.87	99
	LED	Post -24 h	0.59	1.57	99
		24 h –Mes	0.51	2.24	99
ΔE_{00}	QTH	Post -24 h	2.24	0.76	99
		24 h –Mes	3.67	1.64	99
	LED	Post -24 h	2.23	0.73	99
		24 h –Mes	4.36	0.87	99

Tabla .V.4.1. Estadística descriptiva.

De la tabla V.4.1 podemos concluir que, en media, la luminancia de las resinas compuestas estudiadas aumenta tanto a las 24 horas como al mes de la polimerización, aunque los aumentos difieren cuantitativamente. Así, los incrementos observados tras la conclusión de la fase oscura hasta transcurridos 30 días de la polimerización son más del triple de los encontrados para la fase oscura, tras las primeras 24 h de la fotoactivación. Si bien este resultado se obtiene para ambas lámparas, el efecto es menos acusado en el caso de la halógena.

Con respecto a los cambios registrados en los valores medios de $\Delta a'$ en los intervalos de tiempos considerados, en general se observa un aumento del valor medio de dicha coordenada. Cabe destacar la similitud de los valores de este parámetro en ambos intervalos, especialmente para la lámpara halógena, lo que parece indicar que el cambio que se produce durante la fase oscura se prolonga a lo largo del periodo de observación de nuestro trabajo. El valor medio de la variación de a' encontrado tras la polimerización, es superior cuando empleamos la LED, especialmente en el intervalo temporal de 24h-un mes (2.63). El valor positivo de $\Delta a'$ nos indica que el desplazamiento del color se produce hacia la zona del rojo. Este resultado se obtiene para ambas lámparas.

Los valores medios de b' aumentan siempre en la fase oscura, 0.61 y 0.59 respectivamente, para la lámpara halógena y la LED. Sin embargo, en el intervalo 24h-un mes, $\Delta b'$ presenta diferentes signos, dependiendo de la lámpara que haya sido empleada en la fotoactivación. En concreto, b' disminuye, en media, -1.48 durante este periodo. Este resultado era de esperar si observamos la figura V.4.1.1 y V.4.1.2. Por otra parte, los valores medios de la diferencia del color ΔE_{00} aumentan después de un mes para las dos lámparas.

ANOVA factorial con Interacción

La tabla V.4.2 contiene las fuentes de variación, las sumas de cuadrados, los grados de libertad (GL) las medias cuadráticas, los estadísticos F y los niveles críticos p (Sig) asociados a cada estadístico F.

Fuente	Variable Dependiente	GL	Medio cuadrado	F	Sig.
Modelo corregido	$\Delta L'$	11	587.90	248.12	0.000
	$\Delta a'$	11	66.28	92.18	0.000
	$\Delta b'$	11	150.62	56.75	0.000
	ΔE_{00}	11	65.24	74.34	0.000
Interacción	$\Delta L'$	1	5.14	2.17	0.141
	$\Delta a'$	1	2170.91	3019.06	0.000
	$\Delta b'$	1	3627.57	1366.74	0.000
	ΔE_{00}	1	7236.15	8245.60	0.000
Tiempo	$\Delta L'$	2	858.54	362.34	0.000
	$\Delta a'$	2	241.68	336.10	0.000
	$\Delta b'$	2	57.15	21.53	0.000
	ΔE_{00}	2	157.14	179.07	0.000
Lámpara	$\Delta L'$	1	145.30	61.32	0.000
	$\Delta a'$	1	108.81	151.32	0.000
	$\Delta b'$	1	0.30	0.11	0.736
	ΔE_{00}	1	3.33	3.80	0.052
Material	$\Delta L'$	1	3989.20	1683.61	0.000
	$\Delta a'$	1	71.30	99.16	0.000
	$\Delta b'$	1	1191.87	449.05	0.000
	ΔE_{00}	1	50.78	57.86	0.000
Tiempo * Lámpara	$\Delta L'$	2	29.49	12.44	0.000
	$\Delta a'$	2	17.52	24.36	0.000
	$\Delta b'$	2	62.73	23.63	0.000
	ΔE_{00}	2	8.68	9.89	0.000
Tiempo * Material	$\Delta L'$	2	110.67	46.71	0.000
	$\Delta a'$	2	14.90	20.72	0.000
	$\Delta b'$	2	13.32	5.02	0.007

	ΔE_{00}	2	132.24	150.69	0.000
Lámpara * Material	$\Delta L'$	1	235.89	99.56	0.000
	$\Delta a'$	1	0.59	0.83	0.363
	$\Delta b'$	1	68.49	25.81	0.000
	ΔE_{00}	1	59.68	68.01	0.000
Tiempo * Lámpara * Material	$\Delta L'$	2	56.68	23.92	0.000
	$\Delta a'$	2	2.61	3.64	0.027
	$\Delta b'$	2	59.84	22.55	0.000
	ΔE_{00}	2	10.77	12.27	0.000
Error	$\Delta L'$	582	2.37		
	$\Delta a'$	582	0.72		
	$\Delta b'$	582	2.65		
	ΔE_{00}	582	0.88		
Total	$\Delta L'$	594			
	$\Delta a'$	594			
	$\Delta b'$	594			
	ΔE_{00}	594			
Total corregido	$\Delta L'$	593			
	$\Delta a'$	593			
	$\Delta b'$	593			
	ΔE_{00}	593			

Tabla.V.4.2 Resultados de la ANOVA factorial con Interacción.

Como podemos observar en la tabla V.4.2, con respecto a la variable “lámpara”, los valores medios de $\Delta L'$, $\Delta a'$, de los grupos definidos presentan diferencias significativas ($p=0.00 < 0.05$), mientras los valores medios de ΔE_{00} y $\Delta b'$ no presentan significación, con valores de p de 0.736 y 0.052, respectivamente. Los valores medios de $\Delta L'$, $\Delta a'$, $\Delta b'$, ΔE_{00} presentan un valor de p significativo para la variable “tiempo” y “material”, aunque con valores del estadístico F diferentes. Por ejemplo, la diferencia de color de los composites, está más relacionada con el “tiempo” ($F=179.07$) que con el tipo de “material” ($F=57.86$). Sin embargo, los valores medios de la variación de la luminancia $\Delta L'$ están más relacionados con el “material” ($F=1683.61$) que con el “tiempo” (362.34).

Por otra parte, los valores medios de las coordenadas cromáticas y la diferencia del color varían significativamente ($p=0,00 < 0,05$) con el efecto de la interacción entre “tiempo-lámpara”, “tiempo-material” y “lámpara-material”, con la excepción de los valores de $\Delta a'$ para el efecto “lámpara-material” ($p=0.363$, $F=0.83$). Al igual que antes, encontramos que el valor del estadístico F correspondiente varía dependiendo de las

variables analizadas; en concreto, para los valores medios de la diferencia del color ΔE_{00} su valor es 9.89, 150.69 y 68.01, respectivamente.

El efecto de la interacción entre “lámpara-material-tiempo”, influye significativamente sobre el valor de las coordenadas cromáticas, especialmente sobre las diferencias en L' y b' ; sin embargo, no encontramos dicha significación para la diferencia en a' .

Se podría decir que los resultados obtenidos en este apartado, demuestran que la variación del color de los composites dentales depende más del tipo del material y el tiempo de inmersión, que del tipo de lámpara empleada. Estos resultados son discrepantes con los obtenidos por Koishi y cols., (2002), que encontraron similares niveles de significación para el método de fotoactivación, para el material y para el tiempo de inmersión. No obstante, cabe señalar que en este trabajo el tiempo de inmersión fue muy superior al que consideramos en nuestro trabajo, 24 semanas frente a un mes, que la metodología y el tipo de composites analizados difieren considerablemente, y que ellos no analizaron el efecto del tipo de fuente de luz sino diferentes modos de fraguado, lo que hace difícil la comparación entre los resultados obtenidos.

V.4.2. Estudio del efecto del tiempo sobre la variación translucidez

Al igual que en los apartados anteriores, para la evaluación de la estabilidad temporal de la translucidez, consideraremos sólo 9 muestras seleccionadas de ambos materiales del total de las muestras estudiadas en nuestro trabajo.

La Figura V.4.7, muestra las variaciones en translucidez tras concluir la fase oscura (post-24h) y al mes de la polimerización. Se presentan dichas variaciones para la lámpara de fotoactivación Buelight y Bluephase

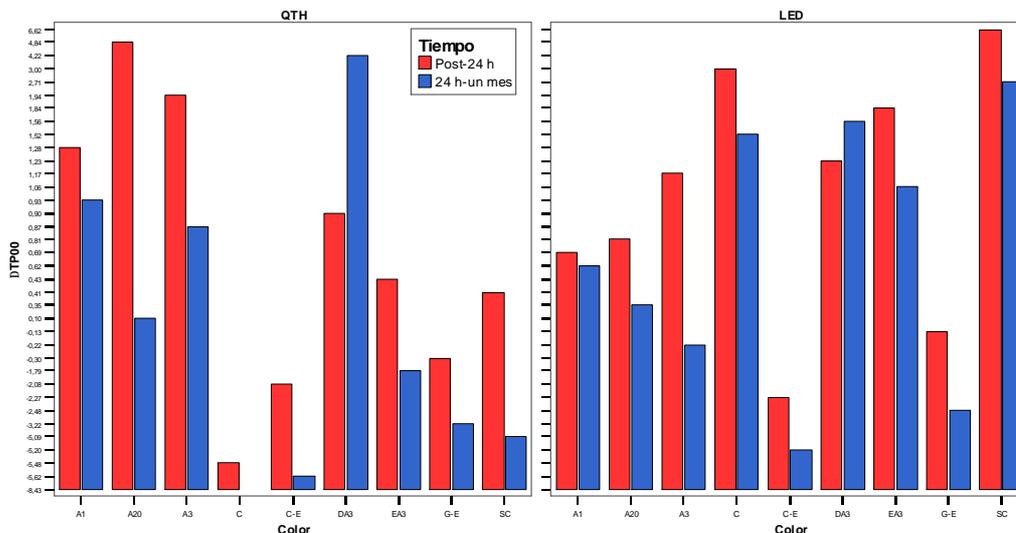


Figura. V.4.7. Variación de la translucidez a las 24 h y al mes de la fotoactivación

Con respecto a la lámpara halógena, los cambios en los valores de la translucidez son superiores, en valor absoluto, en el intervalo post-24h que en el 24h-un mes, excepto para el color DA3. Este resultado indica que la variación en la translucidez se produce fundamentalmente durante la fase oscura de la reacción de polimerización. En este proceso la translucidez, en general, aumenta ($\Delta TP_{00} > 0$), excepto para las muestras C, CE y GE. Por otra parte, tras la conclusión de la fase oscura el comportamiento es contrario: se produce un disminución de la translucidez ($\Delta TP < 0$), excepto para las muestras A1, A3 y DA3. Estos resultados nos hacen concluir que la variación de la translucidez podría depender, fundamentalmente, del “color” del composite, como veremos a continuación en el estudio estadístico realizado.

Resultados similares encontramos para la lámpara LED, solo que, para el intervalo 24h-un mes, en algunos colores se observa un cambio de signo, por ejemplo en la muestra C. Este resultado, en principio, nos hace concluir que el tipo de lámpara podría influir sobre la variación de translucidez.

Si consideramos los dos intervalos temporales conjuntamente, no podemos concluir si la translucidez aumenta o disminuye, ya que el signo de la variación depende del color de la muestra y de la lámpara utilizada para fotoactivarla.

Para evaluar cuál de las variables, “lámpara”, “tiempo” o “material” es responsable de las variaciones que encontramos en la figura V.4.2.1, realizamos el estudio estadístico factorial de todos de estos efectos sobre la variación de la translucidez. Los resultados se muestran en la tabla V.4.3.

Fuente	GL	Medio cuadrado	F	Sig.
Modelo corregido	7	37.96	7,38	0,000
Intersección	1	74.00	14,38	0,000
Tiempo	1	84.32	16,38	0,000
Lámpara	1	0.80	0,15	0,695
Material	1	159.45	30,98	0,000
Tiempo * Lámpara	1	4.09	0,80	0,375
Tiempo * Material	1	0.93	0,18	0,672
Lámpara * Material	1	12.58	2,44	0,121
Tiempo * Lámpara * Material	1	0,65	0,13	0,722
Error	100	5,15		
Total	108			
Total corregido	107			

Tabla.V.4.3. Tabla resumen del ANOVA factorial

En la tabla V.4.3, podemos observar que la única variable que no influye sobre la variación de la translucidez, es “lámpara” ($p = 0.695 > 0,05$ y $F=0.15$). Sin embargo, el tipo del material y el tiempo de inmersión influyen significativamente sobre la variación en translucidez, ΔTP_{00} . Por otra parte, los valores del estadístico F, muestran que la variación temporal de la translucidez está más influenciada por el material ($F=30.98$) que por el periodo de almacenamiento ($F=16.38$). Finalmente, de la tabla V.4.3, también podemos concluir que la interacción entre los efectos (“tiempo-lámpara”, “tiempo-material” y “tiempo-lámpara-material”) no tiene influencia sobre la variación de la translucidez.

Los resultados obtenidos están de acuerdo con los recientemente comunicados por Kim y cols (2005), quienes demuestran igualmente, aunque empleando una metodología diferente a la empleada en nuestro estudio, que los cambios en la translucidez que se producen a lo largo del tiempo, están influenciados principalmente por el tipo de

composite. También Vichi y cols (2004), estudiando la variación de la opacidad de resinas sumergidas durante un mes en agua destilada encontraron que la opacidad de los composites estudiados aumentaba al mes de la polimerización y que el valor de este aumento dependía del tipo del material. Sin embargo, con nuestros resultados, como hemos comentado anteriormente, si bien no podemos confirmar la disminución de la translucidez al mes de la polimerización comunicada por estos autores, si podemos corroborar que ésta depende del material.

Capitulo VI

Conclusiones

De acuerdo a las condiciones en que se realizó este trabajo y conforme a los resultados obtenidos, se puede concluir que:

- ✚ Se han realizado medidas de color y translucidez de muestras de dos sistemas de composites dentales, Artemis y Esthet-X, para analizar la influencia de espesor de capa (0.5, 1 y 2mm) y tipo de fuente de luz (halógena alta intensidad y LEDs LCUs) sobre dichos parámetros. Igualmente se ha valorado la estabilidad temporal de dichas propiedades. Para ello, se han preparado un total de 756 muestras determinándose su color o translucidez antes y después de la polimerización, tras la conclusión de la fase lumínica (24 h) y a los 30 días, realizando un total de 3024 medidas.
- ✚ Aunque existe una relación de proporcionalidad entre las fórmulas CIELAB y CIEDE2000 para composites dentales, los valores de los coeficientes VAB(E) y VAB(O) encontrados indican que existen diferencias significativas entre ambas fórmulas. De acuerdo a este resultado, y si atendemos a las recientes recomendaciones de la CIE, la fórmula CIEDE2000 podría y debería ser empleada para evaluar la diferencia de color en dichos materiales.

- ✚ Los valores de los coeficientes de variación VAB entre ambas fórmulas dependen de factores inherentes a la propia experiencia tales como son el tipo de material o el tipo de fuente de luz empleada en la polimerización. Este resultado muestra la necesidad de estudios futuros sobre los factores paramétricos (K_L , K_C y K_H) para evaluar correctamente la diferencia de color entre composites dentales.

- ✚ Tras la polimerización, las coordenadas cromáticas presentan un desplazamiento hacia la región azul del diagrama cromático, es decir, las muestras son menos amarillentas con independencia de la lámpara de fotoactivación empleada, halógena o LEDs, aunque los composites polimerizados con LEDs presentan en general mayor cromatismo y ángulo de tono que los polimerizados con la halógena. Sin embargo, el valor de la diferencia de color pre-post polimerización sí depende de la fuente de luz empleada, siendo superior cuando la fotoactivación se realiza con una LEDs LCU.

- ✚ Tras la fotoactivación, el análisis de la varianza muestra que existe diferencias estadísticamente significativas entre las variaciones de la coordenada cromática a' ($\Delta a'$), la variación de b' ($\Delta b'$) y diferencia de color (ΔE_{00}) obtenidas con las lámparas halógenas y LEDs, es decir, el tipo de lámpara de fotoactivación influye sobre el color del composite. La diferente distribución espectral de las dos lámparas y su correspondencia con el espectro de absorbancia de la canforoquinona podría ser principalmente la causa de la diferencia. Sin embargo, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre las dos lámparas en relación con la variación en luminancia ($\Delta L'$).
El cambio de color después de la polimerización, es principalmente debido a los cambios en L' y b' . La variación de la coordenada b' tiene mayor influencia en la diferencia de color de los composites fotopolimerizados con LED, mientras que cuando se usa la lámpara halógena es la variación de L' la que tiene un peso mayor.

- ✚ En general, se produce un mayor cambio de la translucidez cuando la muestra es polimerizada con la lámpara halógena de alta intensidad. Sin embargo, el estudio

estadístico ANOVA muestra que no hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0.758$) en relación con la translucidez ($\Delta TP00$) entre ambos grupos (polimerizados con LED/polimerizado halógenas). Este resultado se confirma por el ANOVA en relación con los valores de la variación del contrast-ratio (CR %) de ambos grupos.

- ✚ Durante la fase oscura las variaciones cromáticas que se producen disminuyen a medida que aumenta el espesor (0.5, 1 y 2mm). Los principales cambios se producen para la coordenada a' y para la luminancia, al contrario de lo que ocurría después de la polimerización donde los principales cambios se producían para b' . Además, se produce un cambio en el signo de b' contrario al que se produce durante la polimerización, lo que indica un desplazamiento hacia la zona de los amarillos. El cambio entre ambas fases podría ser debido a cambios estructurales en el material relacionados con su inmersión en el medio de almacenamiento. No obstante, esto deber ser confirmado en un estudio posterior.
- ✚ Al igual que en estudios previos en los que se empleaban otros materiales, nuestros resultados muestran que las diferencias de color que presentan los composites fotoactivados con diferentes espesores son superiores a las consideradas aceptables en la práctica clínica y que estas diferencias son debidas fundamentalmente a la diferencia en el valor de la luminancia. Este resultado resulta interesante en la medida en que pone de manifiesto que un material de uso directo en clínica, como son las resinas estudiadas en este trabajo, y polimerizadas en condiciones “clínicas” presentan el mismo comportamiento cromático que resinas compuestas de laboratorio, sometidas a procesos de curado, en principio, mucho más favorables para una adecuada polimerización.
- ✚ El estudio estadístico ANOVA bifactorial realizado, muestra que la variación de la translucidez que sufre el composite durante la fase oscura depende significativamente del material y del espesor, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de lámparas empleadas.

- ✚ Se ha valorado la estabilidad cromática temporal de los composites dentales en dos fases: durante la fase oscura (24 horas) y a los 30 días. Cabe destacar que hasta ahora no se habían realizado estudios donde se consideraran y compararan estas dos etapas. Tanto en la fase oscura como al mes de la polimerización se produce un aumento de la coordenada a' ; sin embargo, encontramos que para b' la tendencia es contraria, dependiendo de la temporalidad. En general, se produce un aumento durante la fase oscura y una disminución de las 24 horas a los 30 días. Si consideramos ambas fases conjuntamente, al mes de la polimerización podemos afirmar que se produce un desplazamiento hacia la zona rojo-azul del espacio cromático. Este resultado también ha sido señalado en estudios anteriores, aunque las condiciones experimentales de almacenamiento diferían.

- ✚ Con respecto a la variación de luminancia, mientras para la lámpara halógena todas las muestras presentan un aumento de la luminancia durante la fase oscura y, tras ella, hasta los 30 días, las muestras fotoactivadas con la lámpara LED presentan una disminución de L' durante la fase oscura, aunque, en general, si consideramos ambos periodos de tiempo, encontramos igualmente que los valores de L' aumentan después de la inmersión en saliva durante 30 días.
Este efecto es contrario al que sufre el composite tras la polimerización. Si consideramos las variaciones en las coordenadas cromáticas y luminancia, en ambas fases, encontramos que los valores medios de la diferencia de color de las muestras polimerizadas o fotoactivadas con la lámpara LED a las 24 horas son inferiores a las obtenidas al mes. Para la lámpara halógena depende del color considerado.

- ✚ Del análisis estadístico realizado, podemos concluir que la variación temporal del color del composite dental depende más del tipo de material y el tiempo de inmersión, que del método de activación empleado (LED/halógena de alta intensidad). Estos resultados son discrepantes con los obtenidos por otros autores, quienes señalan que existen similares niveles de significación para el método de fotoactivación, para el material y para el tiempo de inmersión, aunque hay que señalar que la metodología, el tipo de composites y tiempo de inmersión difieren.

Queremos destacar por ello, la necesidad de la realización de nuevos estudios que valoren la influencia de las fuentes de luz sobre la estabilidad temporal del color de los composites.

- ✚ Después de la polimerización, nuestros resultados muestran que la variación en la translucidez se produce fundamentalmente durante la fase oscura de la reacción de polimerización. En este proceso, la translucidez, en general, aumenta ($\Delta TP_{00} > 0$). También, en general, tras la conclusión de la fase oscura, el comportamiento es contrario, se produce una disminución de la translucidez ($\Delta TP_{00} < 0$).
- ✚ Si consideramos los dos intervalos temporales conjuntamente, no podemos concluir el signo de la tendencia de la translucidez, ya que ésta depende del color de la muestra. Este resultado parece indicar que la variación de la translucidez está fuertemente influenciado por el “color” del composite. De hecho, el análisis estadístico realizado muestra que el tipo de material y el tiempo de inmersión influyen significativamente sobre la variación de translucidez, no ocurriendo así con el método de fotoactivación.

Capitulo VII

Referencias

- ◆ Abalos-Labruzzi C, Martín-Hernández J, Llamas-Cadaval R, Jiménez-Planas A. Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización. RCOE; 4:25-38. (1999).
- ◆ Aguilar JA, Alván LU, Cabrerizo MA, Yebra A, Pérez MM. Effect of roughness on the color in dental composites. AIC Colour05, Proceedings Book, 793-796. (2005)
- ◆ Albers H.F. "Sistemas de resinas: química del composite" en Odontología estética. Selección y colocación de materiales. 1ª ed. Barcelona. Ed. Labor: 37-50. (1988).
- ◆ Ameye C, Lambrechts P, Vanherle G. Conventional and microfilled composite resins. Color stability and marginal adaption. J Prosthet Dent; 46: 623–630. (1981).
- ◆ Asmussen E, An accelerated test for color stability of restorative resins, Acta Odontol. Scand; 39. 329–332. (1981)
- ◆ Berns RS. Billmeyer and Saltzman's Principales of color Technology. 3rd Edition, John Wiley and Sons. (2000).
- ◆ Bowen RL. Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc; 66: 57-64. (1963)
- ◆ Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PCF, Kortsmid WJPM. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. Journal of Prosthetic Dentistry; 63:155-162. (1990)
- ◆ Caughman W.F., Rueggeberg F.A. y Curtis J.W. Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. J. Am. Dent. Assoc. (JADA). 126: 1280-86. (1995).

- ◆ Caughman WF; Caughman GB; Shiflett RA; Rueggeberg F; Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*; 12: 737-740. (1991)
- ◆ Caugman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*; 27: 636-638. (2002)
- ◆ CIE Publ. 142-2001, Improvement to Industrial Colour-Difference Evaluation". CIE Central Bureau, Viena. (2001).
- ◆ CIE Publ. 15.2, "Colorimetry". 2nd Ed. CIE Central Bureau, Vienna. (1986).
- ◆ CIE Technical report: Industrial color-difference evaluation. CIE Pub No 116. CIE Central Bureau, Vienna, Austria, (1995).
- ◆ CIE. Technical report: Colorimetry. CIE Pub No 15.3. CIE Central Bureau, Vienna, Austria, (2004).
- ◆ Crispin B.J.. Materiales restauradores estéticos. En Bases prácticas en la odontología estética. 1^a ed. Barcelona. Ed. Masson: 51-61. (1998).
- ◆ Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater*;10:353—62. (1994)
- ◆ Eldiwany M, Friedl KH, Powers JM. Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent*;8:179–81. (1995).
- ◆ EN ISO 4049 Dentistry – polymer-based filling, restorative and luting materials, (2001).

- ◆ Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW. Alternative interpretation of water sorption values of composites resin. *Journal of Dental Research*, 64-78. (1985).
- ◆ Fay RM, Lu H, Powers JM. Mechanical properties of composite cured with LED and QTH curing lights. *J Dent Res*; 81, Sp Iss Abs: 484. (2002).
- ◆ Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Markerer VA. Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. *Dent Mater*; 2:80-84. (1986).
- ◆ Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater*; 8: 290-295. (1992)
- ◆ Ferracane JL, Berge HX, Condon. J.R. In vitro aging of dental composite in water effect of degree of conversion, filler volume and filler matrix coupling. *Journal of Biomaterial Research*, 42, 465. (1998)
- ◆ Fortín D, Vargas M. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc*; 131: 22S-30S. (2000)
- ◆ García Barbero J. *Patología y Terapéutica Dental*. 1ª ed. Madrid: Editorial Síntesis, S. A; (1997).
- ◆ Gegauff AG, Rosenstiel SF, Langhout KJ, Johnston WM. Evaluating tooth color change from carbamide peroxide gel. *JADA*; 124: 65-71. (1993).
- ◆ Goodkind RJ, Keenan K, Schwabacher WB. Use of a fiberoptic colorimeter for an in vivo color measurement of 2830 anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*;58: 535-542. (1987)

- ◆ Greener. E, Duke. S. Physical properties of tow new crown and bridge veneering resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16, 203. (1989).

- ◆ Hasegawa A, Motonomi A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color of natural tooth crown in Japanese people. *Color Research and Application*; 25:43-48. (2000a).

- ◆ Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 83:418-423. (2000b)

- ◆ Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photo-activated resin composites. *Clin Oral Investig*; 4: 140-147. (2000).

- ◆ Hosoya Y, Goto G. Color changes of light-cured composite resins. *J Clin Pediatr Dent*; 16: 247-252. (1992)

- ◆ Hosoya Y. Five-year color changes of light-cured resin composites: Influence of light-curing times. *Dent Mater*; 15: 268– 274. (1999)

- ◆ Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body sahdes of resin composites. *Eur J Oral Sci*; 113: 170-173. (2005)

- ◆ Imazato S, Tarumi H, Kobayashi K, Hiraguri H, Oda K, Tsuchitani Y. Relationship between the degree of conversión and internal discoloration of light-activated composite. *Dent Mater J*; 14. (2002)

- ◆ Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*;73—80. (1996)
- ◆ Janda R, Roulet J-F, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci*; 112: 280–285. (2004)
- ◆ Janda R, Roulet JF, Latta M, Steffin G, Ruttermann S. Color stability of resin-based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light. *Eur J Oral Sci*; 113: 251-7. (2005)
- ◆ Jandt KD, Milis RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes. *Dent Mater*; 16: 41-47.(2000)
- ◆ Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater*; 13:89-97. (1997)
- ◆ Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*; 32 Suppl 1:3-12. (2004)
- ◆ Jordan RE. *Composites en Odontología Estética*. 1ª ed. Barcelona: Masson; (1994).
- ◆ Katayama T, Miyazaki. N, Nagamine. T. Color changes of visible-light composite resin, *Jpn J. Conserv. Dent*. 29 254– 259. (1986)
- ◆ Kim IJ, Lee YK. Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Aug 21; [Epub ahead of print].

- ◆ Kim JH, Lee YK, Powers JM. Influence of a Series of Organic and Chemical Substances on the Translucency of Resin Composites. Inc. J Biomed Mater: 21–27. (2005)
- ◆ 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 Part B: Appl Biomater; 72B: 276-283. (2005)
- ◆ Koishi, Y. Tanoue, N. Atsuta, M & Matsumura, H. Influence of visible-light exposure on color stability of current dual-curable luting composites. Journal of Oral Rehabilitation; 29: 387-393. (2002)
- ◆ Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. J Oral Rehabil;25:575– 588. (1998)
- ◆ Lee YK, Powers JM. Color and optical properties of resinbased composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. Am J Dent;14:349–54. (2001a)
- ◆ Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Color Characteristics of Low-Chroma and High-Translucence Dental Resin Composites by Different Measuring Modes. Inc. J Biomed Mater, 613–621. (2001b)
- ◆ Lee YK y Bum-Soon Lim, Cheol-We Kim. Difference in Polymerization Color Changes of Dental Resin Composites by the Measuring Aperture Size. Inc. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 66B: 373–378, (2003).
- ◆ 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 Part B: Appl Biomater; 71B: 16–21. (2004a).
- ◆ Lee YK, Lim BS, Powers JM. Color Changes of dental resin composites by a salivary enzyme. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater,; 70B: 66–72. (2004b)
 - ◆ Lee YK. Influence of color coordinates on the color changes after polymerization and thermocycling of dental resin composites. Journal of Materials Science; 40: 2855-2860. (2005a)
 - ◆ Lee YK. Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. Dent Mater; 21: 678-682. (2005b)
 - ◆ 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; 26:176-180. (2001)
 - ◆ Llamas Cadaval R, Villa Vigil, AM. Biología de la pulpa y de los tejidos periapicales. En “Endodoncia, Técnicas clínicas y bases científicas. Canalda Salí C y Brau Aguade E, Editores. Editorial Masson SA, Barcelona, pp 4-13. (2001)
 - ◆ Luo MR, Cui G and Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formulae: CIEDE2000. Color and Application, 26 (5): 340-350. (2001).
 - ◆ Makinson OF. Color changes on curing light-activated anterior restorative resins. Aust Dent J; 34:154 –159. (1989)

- ◆ Melgosa M, Hita E, Romero J, Jemenez del Barco. "Formulas de Diferencia de Color". *Optica Pura y Aplicada*, 23: 137-146. (1990).
- ◆ Miller L. Organizing color in dentistry. *Journal of the American Dental Association (Special Issue)*; 26E-40E. (1987)
- ◆ Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont*; 3: 149-157. (1994)
- ◆ Noort R van. *Introduction to Dental Materials*. 1ª ed. London: Mosby; (1994).
- ◆ O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater*;13:179-185. (1997)
- ◆ Odioso LL, Gibb RD, Gerlach RW. Impact of demographic, behavioural, and dental care utilization parameters on tooth color and personal satisfaction. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*; 21(Suppl 29): S35-S41. (2000)
- ◆ Oysaed H, Ruyter.I. E. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*, 65: 1315-1318. (1986).
- ◆ Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *J Esthet Restor Dent*;14:158–66. (2002)
- ◆ Paravina RD, Kimura M, Powers JM. Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. *Odontology*; 93:46–51. (2005)

- ◆ Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*; 27: 30-37. (2002)
- ◆ Pérez MM, Melgosa M, El Moraghi A, Hita E. Usefulness of cathode ray tube color displays in chromaticity-discrimination experiments. *Appl Optics*; 22: 4021-4030. (2000)
- ◆ Pérez MM, Saleh A, Yebra A, Pulgar R. "Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color differences of resin composites". En prensa.
- ◆ Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-336.(2000)
- ◆ Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*; 8: 299-304.(1992)
- ◆ Powers JM, Dennison JB, Koran A. Color stability of restorative resins under accelerated aging. *J Dent Res*; 57:964–970. (1978a)
- ◆ Powers JM, Dennison JB, and Lepeak PJ. Parameters that Affect the Color of Direct Restorative Resins. *J Dent Res*; 57: 876– 880. (1978b)
- ◆ Ragain JC, Johnston WM. Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *J Esthet Restor Dent*; 13: 41-48. (2001)

- ◆ Robertson AR.“ Historical Development of Cie Recommended Color Difference-Equation”. *Color Research and Application*, 15: 167-170. (1990).
- ◆ Robertson AR.“ The CIE 1976 Color –Diference Formulae”. *Color Research and Application*, 2: 7-11. (1977).
- ◆ Robles G V. Contracción de polimerización de los nuevos composites utilizando diferentes protocolos de fotoactivación. Tesis doctoral, Universidad de Granada, (2005).
- ◆ Roth, F. Los composites. 1ª ed. Barcelona: Masson, S.A; (1994).
- ◆ Rubino M, Garcia JA, Jimenez del Barco L, Romero J. Colour measurement of human teeth and evaluation of a colour guide. *Color Research and Application*; 19:19-22. (1994)
- ◆ Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW and Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*; 6:91-95. (1993)
- ◆ Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of the intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*; 19: 26-32. (1994)
- ◆ Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*; 27:786-792. (2000)
- ◆ Ruyter Uyer, I.E., Niler IK. & Moe IB. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3, 246. (1987)

- ◆ Sakaguchi RL and Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent*; 26:695-700. (1998).
- ◆ Schultze W. The usefulness of color difference formulas for fixing color tolerances. *Proceedings AIC/Holland, Soesterberg. The Netherland*, pp 254-265; <http://www.aic-colour.org>. (1972).
- ◆ Schwabacher WB, Goodkind RJ. Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*;64: 425-431. (1990)
- ◆ Seghi RR, Gritz MD, Kim J. Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mater*;6:133–7. (1990)
- ◆ Shintani H, Yamaki M, Inoue T. Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. *Dent Mater*; 1: 124– 126. (1985)
- ◆ Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*; 16:292-296. (2000)
- ◆ Soderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*;63:1248 –1254. (1984)
- ◆ Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent*; 24: 221-227. (2000).
- ◆ Taira M, Okazaki M & J. Takahashi. Studies on optical properties of two commercial visible-light-cured composite resins by diffuse reflectance measurements. *Journal of Oral Rehabilitation*. 26; 329–337. (1999)

- ◆ Tamura N, Mashima. G, Ueda. H. Studies on the color of composite resin, J. Fukuoka D.C. 9 597–602. (1983)
- ◆ Touati B, Miara P y Nathanson D . « Color de los dientes naturales ». En Odontología estética y restauraciones cerámicas. Edit. Masson. SA..Barcelona. pp 61-79. (2000)
- ◆ Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan J, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. J Prosthet Dent 1998;79:372-7. (1998)
- ◆ Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence Int;22: 377—86. (1991)
- ◆ Uno S, Tanaka T, Natsuizaka A and Abo T. Effect of show-curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. Dent Mater; 19:147-152. (2003)
- ◆ Usumez A, Ozturk N, Ozturk B. Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. Oper Dent 2005; 30: 655-660. (2005).
- ◆ Venhoven BAM, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. Biomaterials; 17: 2313-2318. (1996)
- ◆ Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. Dent Mater; 20: 530–534. (2004)
- ◆ Vocabulaire International d'Eclairage. 2^a ed. Paris: Commission Internationale de l'Eclairage, publicación CIE n^o17; (1970).

- ◆ Yap AU, Sim CP, Loganathan V. Polymerization color changes of esthetic restoratives. *Oper Dent*;24:306–11. (1999a).
- ◆ Yap AU, Sim CPC, Loh WL, Teo JH. Human-eye versus computerized color matching. *Oper Dent*; 24: 358-363. (1999b).
- ◆ Yap AUJ, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*; 26: 460-466. (2001).
- ◆ Zhao Y, Zhu J. In vivo color measurement of 410 maxillary anterior teeth. *The Chinese Journal of Dental Research*; 3:49-51. (1998).