

Universidad de Granada

Departamento de Óptica

Facultad de Ciencias



**“EVALUACIÓN ÓPTICA DE NUEVAS RESINAS  
COMPUESTAS: NANOCOMPOSITES Y RESINAS  
DE SILORANE”**

Memoria presentada por

**Laura Isabel Ugarte Alván**

Dirigida por:

Dra. María del Mar Pérez Gómez

Dra. Ana Yebra Rodriguez

Junio 2010

Editor: Editorial de la Universidad de Granada  
Autor: Laura Isabel Ugarte Alván  
D.L.: GR 3502-2010  
ISBN: 978-84-693-5355-4



Universidad de Granada

Departamento de Óptica

Facultad de Ciencias



**“EVALUACIÓN ÓPTICA DE NUEVAS RESINAS  
COMPUESTAS: NANOCOMPOSITES Y RESINAS  
DE SILORANE”**

Memoria presentada por:

**Laura Isabel Ugarte Alván**

Para optar al grado de

**DOCTOR POR LA UNIVERSIDAD DE GRANADA**

Fdo. Laura Isabel Ugarte Alván



# Universidad de Granada



Dra. María del Mar Pérez Gómez, Profesora Catedrática de Escuela Universitaria del Departamento de Óptica, Facultad de Ciencias y Dra. Ana Yebra Rodríguez, Profesora Titular de Universidad del Departamento de Óptica, Facultad de Ciencias.

## CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación que se expone en la siguiente Tesis, titulado “EVALUACIÓN ÓPTICA DE NUEVAS RESINAS COMPUESTAS: NANOCOMPOSITES Y RESINAS DE SILORANE” ha sido realizado bajo nuestra dirección por la Licenciada Dña. Laura Isabel Ugarte Alván, en el Departamento de Óptica de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada para optar al grado de Doctor por la Universidad de Granada.

Y para que conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, se expide la presente en Granada a 20 de Junio de 2010.

**Fdo. María del Mar Pérez Gómez**  
Directora de la Tesis

**Fdo. Ana Yebra Rodríguez**  
Directora de la Tesis



*A mis padres:  
Clara y Alfredo.*





*...Me considero esencialmente un lector. Como saben, me aventuré en lo escrito; pero creo que lo que lee es mucho más importante que lo que escribo. Pues la persona lee lo que le gusta, pero no escribe lo que le gustaría escribir, sino lo que es capaz de escribir...*

*Jorge Luis Borges. "Ese oficio del verbo"*



## **AGRADECIMIENTOS**

Se me hace realmente muy difícil resumir en unos pocos párrafos el apoyo y comprensión recibidos a través de todo el tiempo que me ha tomado llevar a buen puerto este proyecto. Si bien es cierto, que como tal, comenzó en el curso 2006-2007, para mí y los que me rodearon comenzó sin quererlo a finales del 2004, en mi primer encuentro con España, en concreto con el Departamento de Óptica de la Universidad de Granada. Es por eso, que de manera general quiero agradecer a través de estas líneas a todas las personas que me han animado desde ese entonces.

Quisiera mostrar mi especial agradecimiento a mis directoras de tesis: Dra. María del Mar Pérez Gómez y Dra. Ana Yebra Rodríguez. Para ambas solo tengo palabras sinceras de gratitud y cariño. No solo se han volcado en el desarrollo de la presente tesis doctoral sino que en el camino han sabido enseñarme y conducirme con sabiduría por el mundo de la investigación. Pero sobretodo les agradezco que, después de todos estos largos años pueda decir sin temor a equivocarme que además de tener grandes directoras de tesis, tengo grandes amigas.

Quiero agradecer al Departamento de Óptica de la Universidad de Granada por el buen recibimiento y trato a lo largo de estos años, pero sobretodo por brindarme sus instalaciones y permitirme utilizar todo el equipamiento e instrumental necesario para la realización de este trabajo.

También quiero agradecer a las diferentes casas comerciales que me han apoyado brindándome los materiales estudiados en la presente tesis doctoral: 3M-ESPE, Ivoclar Vivadent y GC.

Como todos sabemos desde siempre, nadie hace nada solo. Yo no soy diferente. He tenido la suerte de contar con personas que no han dudado en ayudarme, es así que quiero empezar agradeciendo a Francisco Carrillo, quien

además de soportarme largas jornadas en su casa, también ha estado implicado en parte del desarrollo del presente trabajo, gracias a el pudimos disolver los materiales para poder realizar el estudio morfológico. A partir de ese momento, creo que este trabajo no sería el mismo sino hubiera contado con la ayuda de mis compañeros de laboratorio pero sobre todo amigos: Arafa, Luis, Janiley, Oscar, Alicia y Maripepa; a Juancho y Ana muchas gracias por el apoyo en el análisis estadístico, pero sobretodo agradezco a Razvan, con el compartí las largas horas de medidas experimentales, pero aún mas largas fueron las horas de análisis y discusión, gracias a su ayuda pude sacar adelante una gran parte de la presente tesis doctoral.

Ademas del gran trabajo que implica realizar una tesis doctoral, este conlleva un gran desgaste emocional. Quiero agradecer de manera muy especial a Antonio, quien sin haber tenido una implicancia directa en un principio, su apoyo, ánimo, ayuda y amor constante han sido el empuje diario que necesitaba para llevar a cabo este proyecto.

Finalmente, el desarrollo de este trabajo no habría sido posible sin el apoyo constante de mi familia; mis padres: Clara y Alfredo y mis hermanos: Carlos Alfredo y Juan Pablo. No tengo palabras de agradecimiento suficientes para mis padres, a ellos les debo lo que soy y lo que he logrado hasta ahora, ejemplo a seguir para mí, siempre brindándome sabios consejos y apoyándome en mis decisiones. Gracias a ustedes puedo hoy firmar la presente Tesis Doctoral.

## ÍNDICE GENERAL

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO I: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>7</b>
I.1. PROPIEDADES ÓPTICAS DEL DIENTE.....	9
I.2. RESINAS COMPUESTAS DENTALES.....	13
I.2.1. Concepto. Composición.....	14
I.2.1.1. Matriz Orgánica.....	14
I.2.1.2. Relleno Inorgánico.....	19
I.2.1.3. Fase de Enlace.....	24
I.2.1.4. Otros componentes.....	25
I.2.2. Clasificación de las resinas compuestas.....	25
I.2.3. Reacción de polimerización.....	27
I.2.3.1. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización.....	28
I.2.4. Propiedades ópticas de las resinas compuestas.....	31
I.2.5. Umbrales de discriminación cromática.....	37
I.3. PROPIEDADES ÓPTICAS DE LOS BIOMATERIALES.....	40
I.3.1. Absorción.....	41
I.3.2. Scattering.....	43
I.3.3. Ecuación de Transferencia Radiativa.....	45
I.3.4. Teoría de la Difusión.....	47
I.3.5. Método Adding-Doubling.....	48
I.3.6. Teoría de Kubelka-Munk.....	49
I.3.7. Relación entre los coeficientes de transporte y los coeficientes de Kubelka-Munk.....	50
<b>CAPÍTULO II: OBJETIVOS.....</b>	<b>53</b>
<b>CAPÍTULO III: MATERIAL Y MÉTODO.....</b>	<b>57</b>

III.1. MATERIALES DENTALES.....	59
III.2. MATERIALES EMPLEADOS EN LA PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS.....	61
III.2.1. Portamuestras.....	61
III.2.2. Lámpara de Fotopolimerización.....	61
III.3. DISPOSITIVOS DE MEDIDA.....	62
III.3.1. Cabina de Iluminación.....	62
III.3.2. Espectrorradiómetro.....	64
III.4. MÉTODO EXPERIMENTAL.....	66
III.4.1. Preparación, manipulación y medida de las muestras....	66
III.5. FÓRMULAS DE DIFERENCIA DE COLOR.....	68
III.6. EVALUACIÓN DE LA TRANSLUCIDEZ.....	74
III.7. EVALUACIÓN DE LA OPALESCENCIA.....	75
III.8. CÁLCULO DE LOS COEFICIENTES DE SCATTERING Y ABSORCIÓN DE KUBELKA-MUNK.....	76
III.9. EVALUACIÓN MORFOLÓGICA DE LAS PARTÍCULAS DEL RELLENO INORGÁNICO.....	78
III.9.1. Microscopio electrónico de barrido de alta resolución.....	78
III.9.2. Programa Informático ImageJ.....	83
III.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	90
<b>CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....</b>	<b>91</b>
IV.1. RESULTADOS COLORIMÉTRICOS.....	93
IV.2. PARÁMETROS DE TRANSLUCIDEZ Y OPALESCENCIA.....	109
IV.2.1. Parámetro de Translucidez.....	109
IV.2.2. Parámetro de Opalescencia.....	113
IV.3. RELLENO INORGÁNICO.....	117
IV.4. PROPIEDADES ÓPTICAS.....	129
IV.4.1. Absorción.....	129
IV.4.2. Scattering.....	134
IV.4.3. Transmitancia y Profundidad de Penetración Óptica.....	140

<b>CAPÍTULO V: CONCLUSIONES.....</b>	<b>151</b>
<b>CAPÍTULO VI: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>157</b>
<b>CAPÍTULO VII: PRODUCCIÓN CIENTÍFICA.....</b>	<b>175</b>





## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura I.1.</b> Interacción de la luz en un diente.....	9
<b>Figura I.2.</b> Macrofotografía de una corona dental.....	10
<b>Figura I.3.</b> Dimetacrilato Diglicidileter de Bisfenol A, bis-GMA o matriz de Bowen.....	15
<b>Figura I.4.</b> Bisfenol Dimetacrilato o bis-DMA.....	16
<b>Figura I.5.</b> Trietilengicol Dimetacrilato o TEGDMA.....	16
<b>Figura I.6.</b> Metil Metacrilato o MMA.....	16
<b>Figura I.7.</b> Dimetacrilato de uretano o UDMA.....	17
<b>Figura I.8.</b> Molécula Silorane.....	17
<b>Figura I.9.</b> Polimerización del metacrilato (radical cure) y del anillo de epoxie (Tomado de Weinmann W. y cols., 2005).....	18
<b>Figura I.10.</b> Sistema de fotoiniciación del Silorane.....	19
<b>Figura I.11.a.</b> A) Partículas nanométricas, B) Partículas y nanoclusters, C) Partículas híbridas.....	23
<b>Figura I.11.b.</b> Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.....	23
<b>Figura I.12.</b> Influencia del relleno inorgánico en los valores de los atributos cromáticos.....	33
<b>Figura I.13.</b> Fluorescencia de las resinas compuestas.....	34
<b>Figura I.14.</b> Elipses de discriminación de MacAdam.....	38
<b>Figura III.1.</b> Presentación comercial de las resinas compuestas utilizadas.....	59
<b>Figura III.2.</b> Lámpara de Fotopolimerización Bluephase (Ivoclar Vivadent).....	62
<b>Figura III.3.</b> Cabina de Observación/Iluminación.....	63
<b>Figura III.4.</b> Radiancia espectral de la lámpara D65.....	63
<b>Figura III.5.</b> Esquema de los elementos de espectrorradiómetro PR-704/PC.....	64
<b>Figura III.6.</b> Instrumentos clínicos utilizados.....	66
<b>Figura III.7.</b> Geometría de medida.....	67
<b>Figura III.8.</b> Espacio CIELAB.....	70

<b>Figura III.9.</b> Especímenes sobre fondo blanco y negro respectivamente.....	75
<b>Figura III.10.</b> Fe-SEM (Centro de Instrumentación Científica de la Universidad de Granada).....	79
<b>Figura III.11.</b> Relleno inorgánico disuelto.....	80
<b>Figura III.12.</b> Montaje de las partículas de relleno para la microscopía electrónica.....	81
<b>Figura III.13.</b> Imágenes digitales de relleno inorgánico de las diferentes resinas compuestas estudiadas en la presente Tesis Doctoral.....	82
<b>Figura III.14.</b> Ejemplo de medidas y resultados obtenidos con el software ImageJ.....	84
<b>Figura III.15.</b> Ejemplo de imagen antes y después del procesado...	85
<b>Figura III.16</b> Imagen antes y después de la binarización.....	87
<b>Figura III.17.</b> La imagen binaria y su etiquetado correspondiente	88
<b>Figura III.18</b> Tabla de resultados proporcionada por el software ImageJ.....	89
<b>Figura IV.1.</b> Reflectancia espectral difusa pre fotopolimerización....	98
<b>Figura IV.2.</b> Reflectancia espectral difusa post fotopolimerización...	98
<b>Figura IV.3.</b> Diagrama polar donde se observa los valores de croma y ángulo de tono de los materiales estudiados pre fotopolimerización.....	101
<b>Figura IV.4.</b> Diagrama polar donde se observa los valores de croma y ángulo de tono de los materiales estudiados post fotopolimerización.....	102
<b>Figura IV.5.</b> Valores medios del Parámetro de Translúcidez (TP) de los shades estudiados (excepto shade Translúcido) de las resinas compuestas estudiadas.....	111
<b>Figura IV.6.</b> Valores medios del parámetro opalescencia (OP <sub>1</sub> ) para cada material estudiado (a excepción del shade translúcido).....	115
<b>Figura IV.7.</b> Valores medios del parámetro opalescencia (OP <sub>2</sub> ) para cada material estudiado (a excepción del shade translúcido).....	115
<b>Figura IV.8.</b> Granulometría del nanocomposite (Filtek™ Supreme XT) shade A3.....	119
<b>Figura IV.9.</b> Granulometría del nanocomposite (Filtek™ Supreme XT) shade Translúcido.....	120

<b>Figura IV.10.</b> Granulometría del silorane (Filtek™ Silorane) shade A3.....	121
<b>Figura IV.11.</b> Granulometría de una resina compuesta híbrida (Z250™) shade A3.....	122
<b>Figura IV.12.</b> Granulometría de un nanohíbrido (Tetric Evo Ceram®) shade A3.....	123
<b>Figura IV.13.</b> Distribución espectral del coeficiente de absorción (K) de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial.....	133
<b>Figura IV.14.</b> Distribución espectral del coeficiente de scattering (S) de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial.....	136
<b>Figura IV.15.</b> Correlación entre los valores de la coordenada cromática L* y el coeficiente de scattering (S) entre todos los shades evaluados.....	138
<b>Figura IV.16.</b> Distribución espectral del coeficiente de Albedo para Filtek™ Silorane (superior) y para Filtek™ Supreme XT (inferior).....	139
<b>Figura IV.17.</b> Distribución espectral de la Transmitancia de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial.....	144
<b>Figura IV.18.</b> Distribución espectral de la Profundidad de Penetración de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial.....	149



## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla III.1.</b> Características comerciales, proporcionadas por los fabricantes de las resinas compuestas objeto de estudio.....	60
<b>Tabla IV.1.</b> Coordenadas cromáticas pre y post fotopolimerización y diferencias de color CIELAB y CIEDE2000.....	94
<b>Tabla IV.2.</b> Diferencias de color CIELAB entre los diferentes shades de una misma marca comercial pre fotopolimerización.	104
<b>Tabla IV.3.</b> Diferencias de color CIELAB entre los diferentes shades de una misma marca comercial post fotopolimerización	105
<b>Tabla IV.4.</b> Resultados de la prueba estadística Mann Whitney entre las resinas compuestas de silorane y las resinas compuestas de dimetacrilato.....	106
<b>Tabla IV.5.</b> Resultados de la prueba estadística Wilcoxon pre y post fotopolimerización para las resinas compuestas de dimetacrilato y las resinas compuestas de silorane.....	107
<b>Tabla IV.6.</b> Resultados de la prueba estadística Mann Whitney entre los nanocomposites y las resinas compuestas híbridas	108
<b>Tabla IV.7.</b> Resultados de la prueba estadística Wilcoxon pre y post fotopolimerización para los resinas compuestas híbridas y los nanocomposites.....	108
<b>Tabla IV. 8.</b> Parámetro de translucidez (TP) pre y post fotopolimerización y variación del parámetro de translucidez ( $\Delta$ TP).....	109
<b>Tabla IV.9.</b> Parámetros de opalescencia pre y post fotopolimerización.....	113
<b>Tabla IV.10.</b> Coeficientes de correlación entre los parámetros morfológicos y las coordenadas cromáticas del shade A3.....	127
<b>Tabla IV.11.</b> Correlación entre los parámetros morfológicos y las diferencias de color CIELAB producidas tras la fotopolimerización para las resinas estudiadas.....	128
<b>Tabla IV.12.</b> Valores del estadístico VAF para el coeficiente de absorción entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados.....	133

<b>Tabla IV.13.</b> Valores del estadístico VAF para el coeficiente de <i>scattering</i> entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados.....	136
<b>Tabla IV.14.</b> Valores del estadístico VAF para la Transmitancia entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados.....	144
<b>Tabla IV.15.</b> Coeficientes de correlación de Pearson entre los datos morfológicos y <i>scattering</i> , absorción y transmitancia.	146
<b>Tabla IV.16.</b> Valores del estadístico VAF obtenidos entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados, tanto pre como post fotopolimerización..... (Profundidad de Penetración)	149

*"La estética dental es la ciencia de copiar o armonizar nuestro trabajo con la naturaleza, volviendo  
nuestro arte inaparente".*

*Pilkington 1936*





---

# ***Introducción***



Uno de los grandes objetivos de la Odontología Estética Restauradora Actual, es realizar restauraciones dentales que se confundan con la estructura dental, y pasen desapercibidas por el paciente o por las personas con las cuales convive.

En este contexto, probablemente, uno de los mayores secretos para lograr restauraciones dentales imperceptibles, si es que esto es posible, reside en el conocimiento de los dientes naturales, especialmente anatomía y propiedades ópticas de este. Es decir, para esculpir dientes “naturales” el profesional necesita prestar atención a los dientes naturales y recordar que ellos no existen como estructuras aisladas y necesitan ser estudiados como parte de un arco dental.

Las resinas compuestas dentales son probablemente el material mas empleado en la práctica diaria del profesional de la Odontología para la realización de restauraciones directas. Como es ampliamente conocido, las resinas compuestas están conformadas principalmente por un relleno inorgánico, una matriz orgánica y un agente de unión. Los biomateriales odontológicos, dentro de ellos las resinas compuestas han cambiado drásticamente en las últimas décadas.

En los últimos años, una de las más significativas contribuciones de la nanotecnología en el campo de la Odontología ha sido precisamente, los llamados composites de nanorrelleno o nanocomposites. Estos materiales se desarrollan a partir de combinaciones de la matriz tradicional de resina orgánica (BisGMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA, etc.) y nuevas nanopartículas de sílice coloidal (nanorelleno). Con ello se ha pretendido optimizar el material, esencialmente reduciendo la contracción de polimerización, y mejorar sus características ópticas y mecánicas. Si bien existen estudios muy recientes en los que se ha comprobado la mejora en algunas propiedades mecánicas, como por ejemplo el modulo de elasticidad, no se conocen hasta la actualidad las características ópticas estos nuevos biomateriales dentales, ni su comportamiento óptico frente a anteriores resinas compuestas dentales.

Aún con las ventajas que han aportado las diferentes resinas compuestas, continúa siendo una dificultad clínica la gran contracción de polimerización y los problemas derivados de ella, presentes en estos materiales. En este sentido, se ha desarrollado un nuevo biomaterial, a partir de una nueva matriz orgánica llamada silorane y el relleno inorgánico tradicional (partículas de sílice). En este material de reciente aparición en el campo odontológico, al igual que el caso de los nanocomposites, no se conoce hasta la actualidad su comportamiento óptico y si éste se asemeja al diente natural, objetivo final de la estética dental.

Por otro lado, para realizar restauraciones dentales directas adecuadas y altamente estéticas, no solo es importante el avance de los biomateriales, también el Odontólogo debe ser capaz de conocer las distintas propiedades, en este caso en concreto las propiedades ópticas de las resinas compuestas dentales presentes actualmente en el mercado odontológico para poder discernir sobre ellas y elegir lo mejor para el paciente con un alto grado de estética.

4

---

Por todo ello, en la presente Memoria, nos planteamos realizar un estudio sobre las características ópticas de los nuevos materiales de restauración dental.

La presente Tesis Doctoral se estructura en siete capítulos. En el Capítulo I, realizaremos una amplia revisión bibliográfica sobre las propiedades ópticas del diente y las resinas compuestas, haciendo hincapié en sus características cromáticas, a partir de las cuales se han definido los parámetros de translucidez y opalescencia empleados en investigaciones en Odontología. En el Capítulo II planteamos los objetivos de nuestro estudio.

En el Capítulo III se describen el Material y Métodos llevados a cabo para la realización de la presente Tesis Doctoral. Se describen en este capítulo, en primer lugar, el material odontológico de trabajo de nuestro laboratorio, los dispositivos de medida y las condiciones experimentales del registro de la reflectancia espectral de las muestras de las resinas compuestas estudiadas

en este trabajo. En segundo lugar, se expone el procedimiento utilizado para la medición de las características cromáticas de las muestras y así mismo, se describen las fórmulas de diferencias de color CIELAB y CIEDE2000 que emplearemos para la evaluación de los cambios de color. Para el estudio del scattering, absorción, transmitancia y profundidad de penetración óptica, se han determinado los coeficientes de scattering y absorción. Finalmente, se expone la técnica de laboratorio utilizada para la evaluación de las partículas del relleno inorgánico y el procedimiento utilizado para el estudio de la morfología y distribución de las partículas del relleno inorgánico de las resinas compuestas objeto de estudio.

En el Capítulo IV se presentan, de forma esquematizada, los resultados obtenidos, así como también la discusión de los mismos. En primer lugar se exponen los resultados colorimétricos y las propiedades ópticas derivadas de estos. A continuación, se analiza el relleno inorgánico de las resinas compuestas y evaluamos su influencia sobre las propiedades ópticas del material. Por último, caracterizamos y evaluamos las propiedades ópticas de los nanocomposites y siloranes frente a otras resinas compuestas.

---

5

Las conclusiones obtenidas a partir de los Resultados y Discusión se exponen en el Capítulo V.

El Capítulo VI agrupa las referencias bibliográficas utilizadas y citadas a lo largo de la presente Tesis Doctoral.

Finalmente, el Capítulo VII recoge la producción científica derivada de la presente Tesis Doctoral.



---

# ***Capítulo I: Revisión Bibliográfica***





Se aborda en este primer capítulo, en primer lugar, las propiedades ópticas del diente, para analizar cómo los tejidos dentales determinan la complejidad óptica del diente. En el siguiente epígrafe, Resinas Compuestas Dentales, se aborda ampliamente temas relacionados con su composición, clasificación y reacción de polimerización profundizando en las propiedades ópticas que presentan actualmente estos materiales. Por último, en el epígrafe Propiedades ópticas de los Biomateriales, se describe la metodología y formulación que, hasta la actualidad, se emplea para la medida y cálculo de las propiedades ópticas en este campo.

### I.1. PROPIEDADES ÓPTICAS DEL DIENTE

Cuando la luz interacciona con cuerpos translúcidos como los dientes o materiales restauradores estéticos dentales se pueden describir cuatro fenómenos asociados con la interacción del diente con el flujo de luz (Figura I.1.):

1. Transmisión especular de la luz a través del diente.
2. Reflexión especular en la superficie.
3. Reflexión difusa en la superficie.
4. Absorción/*scattering* de la luz dentro de los tejidos dentales. (Vichi A. y cols., 2004; Lim Y.K. y Lee Y.K., 2007<sup>a</sup>; Lee Y.K., 2007).



**Figura I.1.** Interacción de la luz en un diente

La apariencia final de los dientes está determinada por la combinación

de todas sus propiedades ópticas. De hecho, su apariencia natural tiene una gran complejidad y para su adecuada descripción han de tenerse en cuenta múltiples propiedades como son: brillo de la superficie, color, opalescencia, fluorescencia, translucidez, absorción, *scattering* y transmitancia de la luz a través de la estructura dental. Estas características deberían reproducirse fielmente para conseguir una restauración dental adecuada.

La corona dental está constituida por tres tejidos, el esmalte, la dentina y pulpa, y su aspecto 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 la apariencia del diente. Cada uno de estos tejidos presenta propiedades ópticas distintas (Touati B. y cols, 2000). (Figura I.2):



**Figura I.2.** Macrofotografía de una corona dental, donde se aprecia la diferencia estructural del esmalte y la dentina (Cortesía de D. Oscar Pecho)

**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 R. y Villa A., 2001).

**Dentina:** Es el tejido más grueso de la corona dental. 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%). Las distintas estructuras microanatómicas, la arquitectura tubular, combinada con la anatomía macroscópica de la dentina, producen una reflexión/absorción selectiva de la luz, según la cual, ciertos rayos serán reflejados y otros absorbidos. Este efecto puede ser el responsable de la opacidad de la dentina primaria (Touati B. y cols., 2000). A medida que la pulpa dental envejece esta reduce en tamaño dejando dentina secundaria en donde solía estar la pulpa. La dentina circundante se hace más dura y menos permeable. Al mismo tiempo, el croma de la dentina se vuelve más saturado así como más opaco, y en general la luminosidad de todo el diente disminuye (Vichi A. y cols., 2004).

**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 y prácticamente acromático. Se ha demostrado (Vichi A. y cols., 2004) que los cristales de hidroxiapatita contribuyen de una manera significativa al *scattering* de la luz. 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.

Es bien conocido que la translucidez del diente depende de la edad, de forma que, 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 (la luminosidad del esmalte está correlacionado con el coeficiente de *scattering* de éste) (Lee Y. K. 2007); a medida que pasan los años el esmalte es más rico en minerales, y a la vez este sufre una disminución creciente en su estructura como resultado del desgaste natural y fisiológico de los dientes, lo que se traduce en una mayor translucidez (incluso transparencia), que permitirá que, a través de él, se haga patente el color de la dentina (Vichi A. y cols., 2004).

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. El esmalte es más radiopaco que la dentina (Touati B. y cols, 2000).

La región cervical tiene una menor translucidez porque en esa zona el esmalte es muy delgado y la dentina muy gruesa, entonces las propiedades ópticas de la dentina dominan 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 cromaticidad. Finalmente en el tercio incisal, sólo hay esmalte, lo que condiciona las cualidades ópticas únicas de esta zona. En esta zona, el diente se vuelve translúcido, prácticamente acromático, y presenta opalescencia. El brillo superficial es otro factor a considerar cuando hablamos de las propiedades ópticas del diente, ya que este afecta en la apariencia y vitalidad del diente.

12

Otra característica óptica importante del esmalte dental es su transmitancia, la cual depende de la longitud de onda incidente, de forma que, la transmisión de luz en el esmalte aumenta con la longitud de onda. Por este motivo, el esmalte es el responsable de la opalescencia dentaria (fenómeno óptico que debe su nombre al mineral ópalo) en donde se observa que se produce *scattering* de luz en las longitudes mas cortas del espectro visible, dando una apariencia azulada para la luz reflejada, claramente visible en el halo incisal, y naranja/marrón para la luz transmitida. Este fenómeno es debido a que existen partículas más pequeñas que la longitud de onda de la luz visible que estan dispersas a lo largo de la zona translúcida y tiene un índice de refracción mucho mas bajo. (Lim Y.K. y Lee Y.K., 2007; Lee Y.K. y Powers J.M., 2007; Lee Y.K. y Yu B., 2007).

Por último, los dientes naturales también son fluorescentes, es decir emiten una fluorescencia azul bajo la acción de la luz ultravioleta (UV), esto se produce por la capacidad que tiene los dientes de absorber en el rango ultravioleta y emitir en el visible, que hace al diente más blanco y brillante con la luz natural. La dentina humana irradiada con una longitud de onda de 365nm, emite una fluorescencia con un pico de  $440\pm 10$ nm. El espectro fluorescente del esmalte dental tiene el pico máximo cuando alcanza los 450nm y va disminuyendo ligeramente hasta alcanzar los 680nm (Lee Y.K. y Lu H., 2006). 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.

Como hemos comentado, la apariencia dental está determinada por la interacción luz-diente. Los prismas del esmalte y los túbulos dentinarios son capaces de recolectar y distribuir la luz dentro del diente actuando como fibras ópticas. Así, los túbulos dentinarios son los mayores responsables del *scattering* en la dentina, y los cristales de hidroxiapatita contribuyen significativamente en el *scattering* del esmalte. Los prismas del esmalte son los difusores más importantes pero, los cristales de hidroxiapatita son los responsables del *scattering* en esmalte (Lim Y.K. y Lee Y.K., 2007).

## **I.2. RESINAS COMPUESTAS DENTALES**

Como hemos comentado anteriormente, el diente natural está compuesto por estructuras y tejidos (esmalte, dentina y pulpa) distribuidos de una manera no uniforme a lo largo del diente y con propiedades ópticas diferentes. Reproducir estas características ópticas con un material restaurador monocromático y con propiedades diferentes de aquellas del diente es un desafío muchas veces imposible.

La búsqueda de materiales de restauración dental que imiten el aspecto

y las propiedades de los dientes naturales se inicia con la historia de la Odontología. Sin embargo, no sería hasta el siglo XX cuando los clínicos dispusieron de materiales verdaderamente estéticos. En 1958 R.L. Bowen 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.

A continuación, se abordan los aspectos más relevantes de estos materiales de restauración dental, haciendo especial hincapié en las resinas compuestas objeto de estudio: nanocomposites y siloranes.

### **I.2.1. Concepto. Composición**

14

Una resina compuesta, por definición, es un material constituido por dos o más componentes, de forma que el material resultante posea unas propiedades que superen 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 inorgánico y la matriz orgánica (Fortín D. y Vargas M., 2000). Además, se suelen incorporar en menor cantidad otros componentes que influyen en la polimerización (fotoactivadores/inhibidores), estética (colorantes), o en otras propiedades como la radiopacidad.

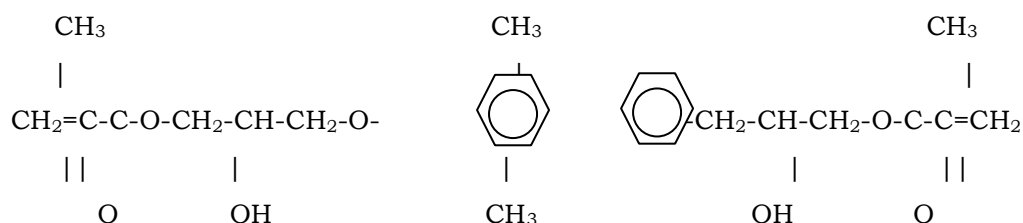
#### **I.2.1.1. Matriz Orgánica**

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 o fotopolimerización (Noort R.V., 1994).

La matriz está compuesta por monómeros orgánicos disfuncionales. La mayoría de las resinas compuestas comercializadas en la actualidad contienen: dimetacrilato de 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 I.3) 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.

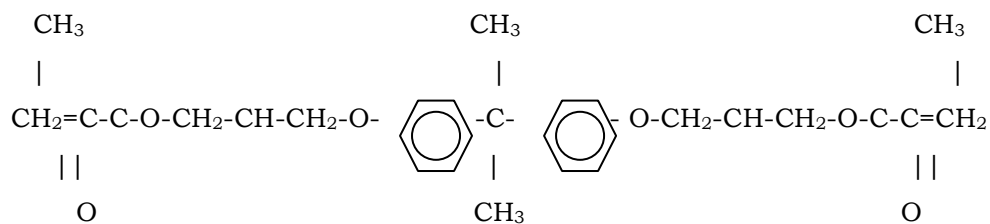


**Figura I.3.** Dimetacrilato Diglicidileter de Bisfenol A, bis-GMA o matriz de Bowen.

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 J., 1997):

1. Bis-DMA, bisfenol-dimetacrilato, (Figura I.4) donde se eliminan los grupos hidroxilo para reducir la viscosidad.

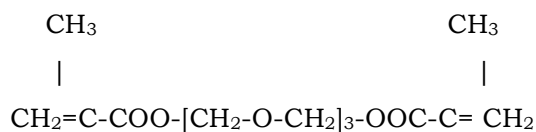




**Figura I.4.** Bisfenol Dimetacrilato o bis-DMA

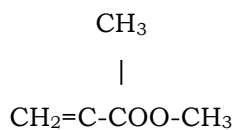
2. EGDMA, etilen-glicol-dimetacrilato, donde la menor viscosidad y rigidez se consiguen al suprimir los ciclos aromáticos.

3. TEGDMA, trietilen-glicol-dimetacrilato (Figura I.5), resultante de unir tres moléculas de EGDMA.



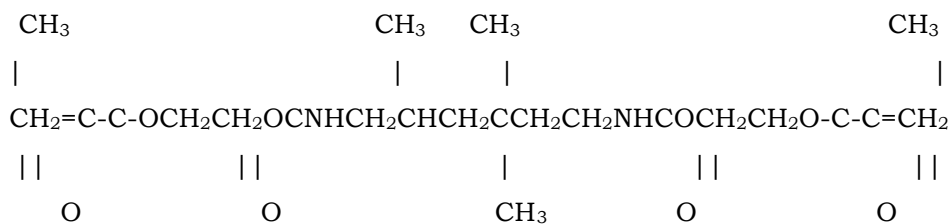
**Figura I.5.** Trietilenglicol Dimetacrilato o TEGDMA

4. MMA, metil-metacrilato (Figura I.6), bajo peso molecular.



**Figura I.6.** Metil Metacrilato o MMA

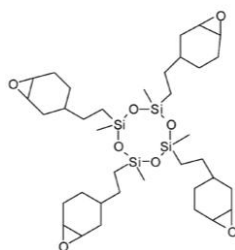
5. UDMA, uretano-dimetacrilato (Figura I.7).



**Figura I.7.** Dimetacrilato de Uretano o UDMA

Incluso con las ventajas que presenta la molécula de Bis-GMA, una de las mayores limitaciones es la contracción de polimerización que presenta durante la polimerización. Las moléculas de metacrilato presentan el problema inherente de una contracción volumétrica del 2-14% durante el proceso de polimerización. Esta reducción volumétrica contribuye al desarrollo del stress de polimerización que a menudo lleva a una falla adhesiva, microfracturas, sensibilidad post-operatoria y recidiva cariosa (Soh M.S. y cols., 2007).

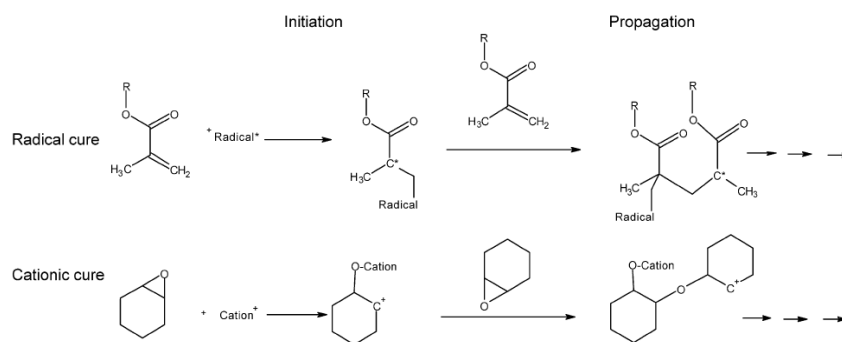
En el año 2005 la empresa 3M ESPE (Weinmann W. y cols., 2005) introdujo un nuevo anillo catiónico para el sistema de monómeros con el objetivo de obtener una menor contracción de polimerización, una alta reactividad y sobre todo biocompatibilidad, al cual llamaron Silorane (Figura I.8). El nombre Silorane deriva de la combinación de los nombres de sus principales componentes químicos: silanos y oxiranos (óxido de etileno). Respecto a las pruebas de citotoxicidad, los resultados han demostrado que son tan buenos o mejores que los típicos monómeros dentales de metacrilato, e incluso parece ser no mutagénico (Eick J. y cols., 2006; Eick J. y cols., 2007).



**Figura I.8.** Molécula Silorane

Para el desarrollo de esta nueva matriz orgánica se introdujo una cadena siloxano con la finalidad de proporcionar un mayor carácter hidrofóbico, lo que es muy importante porque que una alta absorción de agua limita a largo plazo la fuerza física intraoral de las resinas compuestas. Además, los materiales hidrofóbicos tienden a absorber mucho menos los tintes de la nutrición diaria y son mucho menos sensibles a las tinciones exógenas que los materiales hidrofílicos. La red de siloranes se genera por la apertura catiónica del anillo que empieza la polimerización de la fracción de oxiranos del ciclo alifático, que se colocan por su baja contracción y bajo estrés de polimerización. La curación catiónica comienza con la puesta en marcha de un proceso ácido que abre el anillo de oxirano y genera un nuevo centro ácido, una carbonatación. Después de la adición de un monómero de oxirano, el anillo epoxy es abierto para formar una cadena, o en el caso de dos o mas monómeros multifuncionales se forma una red. La diferencia más importante con la molécula de Bis-GMA es que los metacrilatos son polimerizados por radicales intermediarios; y la polimerización de oxiranos es vía intermediarios catiónicos (Figura I.9).

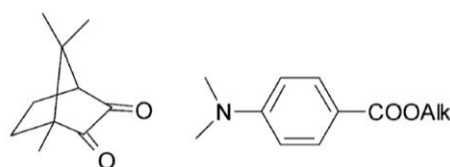
18



**Figura I.9.** Polimerización del metacrilato (radical cure) y del anillo de epoxie (Tomado de Weinmann W. y cols., 2005)

Esta nueva resina compuesta consta de un sistema de tres componentes para su fotopolimerización: canforquinona, una sal iodada y un electrón donador (Figura I.10). La canforquinona fue seleccionada como fotoiniciador para corresponder la emisión espectral de las lámparas dentales de fotopolimerización usadas actualmente. En esta reacción el electrón

donador actúa en la reacción de oxidación-reducción y descompone la sal iodada a un catión ácido el cual empieza la apertura del anillo del proceso de polimerización. Esta nueva combinación proporciona un balance óptimo entre una alta reactividad en la polimerización y una mejor estabilidad de luz. Además, el proceso particular de polimerización del Silorane no produce la capa de oxígeno inhibida existente en la superficie de las resinas convencionales después de la polimerización en el aire (Tezvergil-Mutluay A. y cols., 2008).



**Figura I.10.** Sistema de fotoiniciación del silorane

Respecto a la contracción volumétrica, Weinmann W. y cols. (2005) realizaron un estudio comparando el silorane con otros materiales convencionales como Aelite LS, Quixfil, Filete Z250, Tetric Ceram, Spectrum TPH y Solitaire 2, y en él determinaron que la resina silorane obtuvo un 0.94% de contracción en la prueba del bonded disc y un 0,99% de contracción con el método de Arquímedes, valores mucho más bajos respecto al resto de materiales evaluados. El nombre comercial de la resina compuesta dental que contiene esta nueva matriz orgánica es Filtek™ Silorane.

### **1.2.1.2. Relleno Inorgánico**

Las partículas del relleno inorgánico proporcionan estabilidad dimensional a la matriz orgánica y mejora las propiedades del material desde un punto de vista mecánico y dimensional sin perder las ventajas propias aportadas por la matriz orgánica. De esta manera se consigue aumentar la dureza, por lo tanto aumentar la resistencia a la fractura, y mejorar la resistencia a la compresión y abrasión. Por otro lado, se reduce la contracción

de polimerización, disminuye la absorción de agua y el coeficiente de expansión térmica.

Las primeras resinas compuestas dentales utilizaban sílice puro, pero debido a su dureza no se podían producir partículas de tamaño pequeño 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, itrio estroncio y zirconio que son radiopacos. 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. Son obtenidas de diferentes tamaños (llegando al rango de las micras) a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal) (Albers H., 1988).

20

Se entiende por nanopartículas un conjunto muy amplio de materiales caracterizados por que al menos una de sus tres dimensiones es del orden de nanómetros (entre  $10^0$  y  $10^3$ ). Incluyen, por tanto, partículas, películas delgadas, nanohilos, nanotubos, y estructuras basadas en ellos, o nanoestructuras. En conjunto, se trata de materiales y sistemas cuyas estructuras y componentes tienen propiedades nuevas y mejoradas debido a su tamaño nanométrico. No obstante, la clave de estos materiales no reside sólo en un cambio de escala, sino fundamentalmente en un importante cambio en sus propiedades físicas, que pueden alterarse notablemente cuando se pasa de la escala micrométrica a la nanométrica (Cao G., 2004).

Asociado al empleo de materiales y estructuras a escala nanométrica ha surgido un nuevo e importantísimo campo de la tecnología, la llamada

nanotecnología, que puede definirse como el conjunto de técnicas de diseño, fabricación y aplicaciones de los nanomateriales y nanoestructuras. Ello incluye, evidentemente, la explicación de las propiedades y fenómenos físicos determinantes de su comportamiento, el análisis de las relaciones entre dichas propiedades, las aplicaciones de estos materiales y, finalmente, la búsqueda de nuevas aplicaciones realistas y originales (Cao G., 2004).

Aunque el término nanotecnología es reciente, la investigación a escala nanométrica no es nueva. Lo nuevo y característico de la explosión actual de la nanotecnología es la posibilidad de diseñar y manipular sistemas a escala nanométrica. Además, el salto a esta escala ha ido ligado a la aparición de técnicas de observación y caracterización morfológica de materiales a escala casi atómica, en concreto, microscopía de fuerza atómica, que se han añadido a las microscopías electrónicas estándares, TEM y SEM. No obstante, debe mencionarse también que uno de los retos fundamentales a los que se enfrenta el avance de la nanotecnología y todas las técnicas basadas en nanomateriales, es el desarrollo de técnicas adecuadas para la medida de propiedades físicas de materiales a escala nanométrica (Cao G., 2004).

En los últimos años esta tecnología ha sido aplicada para la generación de nuevos biomateriales tanto en medicina como en áreas afines, como por ejemplo en Odontología, en la generación de materiales de restauración dental. Como hemos señalado anteriormente, en el caso de los materiales restauradores dentales, además de un adecuado comportamiento biomecánico, deben presentar cualidades ópticas equivalentes a las de los tejidos dentales, tejidos que son, desde el punto de vista óptico, muy complejos, pues presentan, además, un cromatismo, translucidez, fluorescencia y opalescencia muy característicos. En este sentido, cabe destacar, el color del material. El color es una de las principales características ópticas de los materiales de restauración en Odontología en la medida en que el grado de satisfacción y aceptación por parte paciente depende, esencialmente, de esta propiedad. Esto justifica el que, en las últimas décadas, se haya investigado la evaluación del color aunque, obviamente, estos estudios han sido desarrollados con materiales que no se

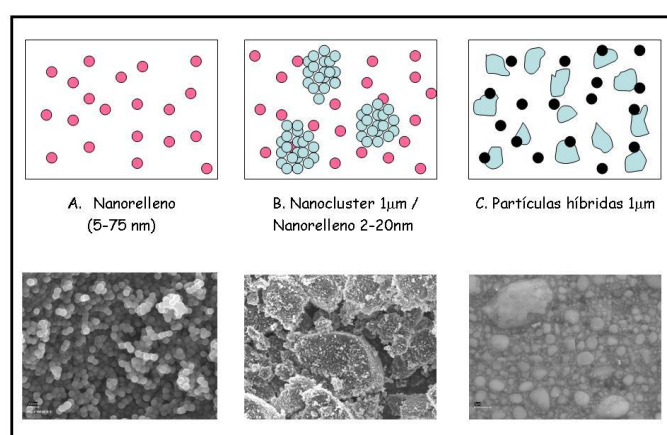
corresponden con la escala nanométrica (Mitra S. B. y cols., 2003; Emani N. y cols., 2005).

Es bien conocido que el relleno inorgánico mejora las propiedades del material desde un punto de vista mecánico: reducción de la contracción de la polimerización, disminución de la absorción de agua, aumenta la dureza y aumenta la resistencia a la fractura, también disminuye el porcentaje de desgaste y el brillo obtenido en el proceso de acabado y pulido dura mas tiempo (Beun S. y cols., 2008; Rüttemann S. y cols., 2007), siendo también responsable, en gran medida, de sus características ópticas. Por ello, en las últimas décadas, la investigación y, por tanto, los avances en estos materiales se han producido básicamente a expensas de la mejora de su relleno inorgánico, lo que ha dado lugar a que sean, precisamente, las características de esta fase (tamaño de la partícula de relleno, fracción volumétrica y morfología) las que permiten clasificar los distintos tipos de resinas compuestas disponibles en la actualidad (Beun S. y cols., 2008).

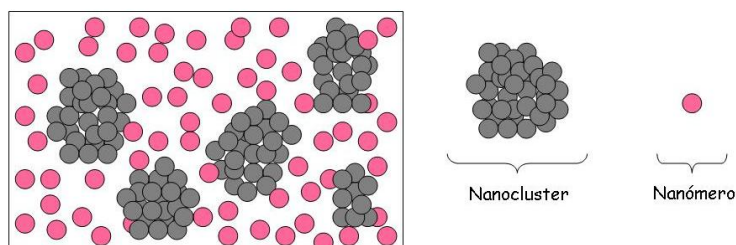
22

Por todo lo anterior, las nuevas investigaciones en este campo han sido dirigidas al desarrollo de nuevas partículas del relleno inorgánico que mejoren las prestaciones de estos materiales, por lo que, en este contexto, en los últimos años, una de las más significativas contribuciones de la nanotecnología en el campo de la Odontología ha sido precisamente, los llamados composites de nanorrelleno o nanocomposites (Figuras I.11.a y I.11.b). Estos materiales se desarrollan a partir de combinaciones de la matriz tradicional de resina orgánica (BisGMA, BisEMA, UDMA, TEGDMA, etc.) y nanopartículas de sílice coloidal (nanorelleno). Con ello se ha pretendido optimizar el material, esencialmente reduciendo la contracción de polimerización, y mejorar sus características ópticas y mecánicas. Si bien existen estudios muy recientes en los que se ha comprobado la mejora en algunas propiedades mecánicas (modulo de elasticidad) no existen trabajos en los que se analicen las características ópticas. Además, dado que estos biomateriales deben cumplir con los requerimientos, no sólo ópticos, sino también mecánicos de los tejidos a los que han de reemplazar, consideramos que es indispensable un estudio que evalúe la posible interrelación entre

ambas propiedades. La mejora de las propiedades mecánicas debe ir unida a adecuadas propiedades ópticas del material y viceversa. Por ejemplo, la profundidad de curado inducida durante la fotopolimerización (y, por tanto, gran parte de sus características mecánicas) depende esencialmente de los fenómenos ópticos, fundamentalmente la transmisión de luz, que se producen en el material (Watts D.C. y Cash A.J., 1994; Leloup G. y cols., 2002; Mozner N. y Klapdohr S., 2004; Dos Santos G. B. y cols. 2008).



**Figura I.11.a.** A) Partículas nanométricas, B) Partículas y nanoclusters, C) Partículas híbridas.



**Figura I.11.b.** Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.

Dentro de un marco general, dado el reciente desarrollo de los nanomateriales translucidos, hasta ahora no se han realizado estudios que aborden su caracterización óptica y que supongan un punto de partida para la adecuada evaluación de los actuales nanocomposites o de cualquier otro biomaterial de similares características.



### **I.2.1.3. Fase de enlace**

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen R.L. (1963) demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano (Sarkar N.K. y cols., 1999).

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el  $\gamma$ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de fotopolimerización ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de relleno (Schmiidsedeir J., 1999).

24

Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta. Para lograr este recubrimiento uniforme, los fabricantes utilizan diferentes formas de cubrimiento y recubren hasta tres veces la partícula de relleno (Antonucci J. y cols., 2003).

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz orgánica), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase Bis-GMA/partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina (Mohsen N. y Craig R., 1995).

#### **I.2.1.4. Otros componentes**

Entre ellos encontramos pequeñas cantidades de:

- 1) Pigmentos o colorantes, para que el material tenga la apariencia de la estructura dental.
- 2) Aditivos, que absorben la luz ultravioleta y mejoran la estabilidad del color.
- 3) Iniciadores de la polimerización, que pueden activarla por vía química o fotoquímica. La mayoría de las resinas compuestas actuales incorporan como fotoactivadores la canforquinona (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.
- 4) 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).
- 5) 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 este material la característica de la fluorescencia, junto con la capacidad de liberar flúor.

#### **I.2.2. Clasificación de las resinas compuestas**

Se han propuesto diferentes clasificaciones de las resinas compuestas 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, híbridos y nanorellenos.

**Resinas compuestas de macrorrelleno:** Fueron 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 $\mu$ , pudiendo incluso llegar a las 100 $\mu$ , 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 en día estén en desuso.

**Resinas compuestas 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 resinas altamente estéticas ya que presentan un excelente pulido.

**Resinas compuestas híbridas:** 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 0,7 $\mu$ . 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 hoy se les denomina "híbridos" por ser la presentación comercial habitual para la mayoría de los fabricantes.

**Nanocomposites:** Este tipo de resinas son de desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 $\mu$ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm.

### **I.2.3. Reacción de Fotopolimerización**

Se denomina fotopolimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz orgánica de la resina compuesta (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 (Saleh A., 2007).

En la actualidad la mayoría de las resinas son fotopolimerizables, es decir, la reacción de fraguado del material comienza cuando se le suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas que este tipo de reacción de fraguado aporta al uso clínico del material (posibilidad de controlar el tiempo de manipulación por parte del operador, obtener una polimerización rápida, intensa y fiable y una mayor estabilidad de color de las restauraciones), también presenta algunos inconvenientes. En este sentido, puede ocurrir que el proceso de polimerización se inicie con la luz ambiental o que la lámpara de fotopolimerización no funcione correctamente por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material (Saleh A., 2007). El grado de conversión es el porcentaje de monómero inicial 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 fotopolimerización todos los monómeros se integraran en el polímero. Sin embargo, el grado de conversión 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 grado de conversión que varía entre un 55-75% para unas condiciones de irradiación convencionales (Silikas N. y cols., 2000). No obstante, es preciso señalar que a pesar de estos bajos niveles de conversión, solo un 10% de los grupos metacrilato que permanecen sin reaccionar en la resina compuesta son extraíbles, ya que la mayoría de ellos quedan atrapados en las redes poliméricas del material (Ferracane J.L. y Condon J.R., 1992).

### **II.2.3.1. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de fotopolimerización.**

Como comentamos anteriormente, la efectividad de la fotopolimerización de las resinas compuestas fotopolimerizadas es vital para asegurar unas propiedades físico-mecánicas y ópticas óptimas y un comportamiento clínico adecuado (Caughman W.F. y cols., 1991). A continuación, analizaremos los factores que pueden condicionar la eficacia de la reacción de polimerización de dichas resinas.

#### **Factores que dependen del material:**

*Espesor de la capa de resina compuesta.* La capa más externa de la resina suele recibir suficientes fotones y adquiere unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el material se produce una atenuación debida a los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Se ha establecido experimentalmente que las resinas compuestas están adecuadamente polimerizadas, cuando el gradiente de dureza entre superficie-profundidad no excede el 10-20% (el valor del gradiente de dureza debe estar alrededor de 0,8 o mayor) (Pilo R. y Cardash H.S., 1992) y esto se consigue con capas de resina que no excedan los 2mm de espesor, lo que corresponde con el grosor de los incrementos que clásicamente se aconsejan para la obturación de las preparaciones cavitarias (Rueggeberg F.A. y cols., 1994).

*Color de la resina compuesta.* Los pigmentos que se incorporan a las resinas para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de la luz. 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 de la resina y no tanto el color de la misma (Ferracane J.L. y cols, 1986).

*Tipo de relleno inorgánico.* A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización, ya que la luz atraviesa

mejor el relleno que la resina. Las resinas de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener mas 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 D.L. 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 luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor. Así, cuando la longitud de onda se sitúa entre 450nm – 500nm (0,045 $\mu$  – 0,050 $\mu$ ), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0,025 $\mu$ . Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda la dispersión será menor (resinas de macrorrelleno e híbridos)

*Temperatura.* Cuando en el momento de utilizar la resina esta mantiene la temperatura de almacenaje (4 – 8°C) el fraguado es menos efectivo; una mayor temperatura conlleva un fraguado más rápido y completo (Albers H., 1988)

*Concentración del iniciador.* La concentración en la que se encuentra el iniciador debe ser la óptima para que la reacción pueda producirse en su totalidad (Jordan R.E., 1994). La concentración a que se encuentra normalmente la canforquinona varía entre 0,15 y 1M/M y el agente reductor (amina terciaria) se encuentra en una concentración que varía entre 0,1 y 1,4 M/M (Venhoven B.A.M. y cols., 1996).

### **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:

*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 canforquinona (CQ) entre 450 – 490nm, con un pico en los 468nm, la fenilpropandiona (PPD) entre 400 y 500nm, con un pico en los 410nm y la lucerina (LU) entre 359 y 429nm con un pico en los 400nm. Estos intervalos de emisión se corresponden con la zona de los azules (Saleh A. 2007).

*Irradiancia.* En muchas publicaciones odontológicas se consideraban los términos "intensidad" y "potencia de salida" como sinónimos y hacían 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. 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 watio por metro cuadrado ( $W/m^2$ ).

*Tiempo de exposición.* Se ha determinado experimentalmente que para asegurar un curado efectivo se necesitan al menos  $500mW/cm^2$  durante 30 segundos ó  $600mW/cm^2$  durante 20 segundos (Yap A.U. y Seneviratne C., 2001). La cantidad de energía que recibe el material sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en la resina debido a la absorción de fotones por las capas de resina más superficiales y por la dispersión y reflexión de los que atraviesan el material (Myers M.L. y cols., 1994).

*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 mas cercana posible al material. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1mm y mantenerla perpendicular a la superficie de la resina compuesta.

***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 dispositivo adecuados es fundamental en la práctica clínica.

#### **II.2.4. Propiedades ópticas de las resinas compuestas**

Los tejidos dentales son óptimamente complejos por lo tanto es extremadamente difícil obtener materiales restauradores dentales cuya apariencia imita al diente natural. Idealmente, los materiales de restauración estéticos deben tener propiedades ópticas, reflexión de luz, *scattering*, absorción, fluorescencia, opalescencia y color similar al que presenta la estructura dental. 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 resinas compuestas sólo ofrecían marcas comerciales de estos materiales en colores muy limitados, translucidez única y, en la mayoría de los casos, ni fluorescentes ni opalescentes. (Vichi A. y cols., 2004; Lee Y.K. y cols., 2005a; Lee Y.K. y cols., 2005b).

---

31

Sin embargo, en la década de los 90, por un lado los requerimientos estéticos de la población aumentaron, lo que motivó el desarrollo de una nueva disciplina, la Odontología Estética Restauradora; por otro lado, 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 resinas compuestas que fueran capaces de alcanzar los mismos o mejores resultados estéticos que los que se lograban con las cerámicas dentales (técnicas indirectas), pero siendo mucho menos agresiva. La industria dental no tardó en dar respuesta y desde entonces han aparecido numerosas líneas de resinas compuestas que se podrían calificar como de alta estética.

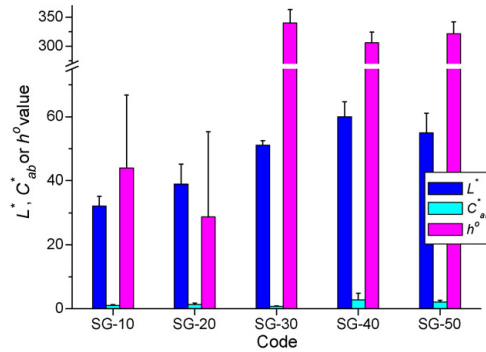
En este sentido, los nuevos sistemas de restauración directa tienen en común que se presentan comercialmente en tres presentaciones: resinas



compuestas "translúcidas", resinas compuestas "esmalte" y resinas compuestas "dentina". Los dos primeros intentan emular las características ópticas del esmalte y los terceros las de la dentina, de manera que usándolos superpuestos en capas se puedan recrear las características ópticas globales del diente como unidad.

Como se ha comentado anteriormente, el esmalte natural tiene una translucidez inherente y los materiales de restauración estéticos deben reproducir la translucidez de los dientes (Lee Y.K. y Powers J.M., 2001). En Odontología es usual determinar la translucidez de materiales restauradores estéticos con el parámetro de translucidez (TP). La translucidez inherente de las resinas compuestas puede contribuir a la igualación del color de la estructura dental, ya que permite que el color del diente adyacente pase a través de éste. La translucidez y el color de las resinas compuestas son propiedades dependientes de la longitud de onda incidente.

Los actuales sistemas restauradores dentales directos ofrecen resinas compuestas, no sólo de cromaticidad variable, sino de diferentes grados de translucidez. Las diferencias en la translucidez se consiguen básicamente modificando en la formulación del material, los índices de refracción de la matriz de resina y del relleno y/o el tamaño de las partículas de relleno. En este sentido, el tamaño, forma, cantidad y distribución de las partículas del relleno inorgánico deben ser controlados para una mejor reproducción del color dental ya que, como se ha establecido recientemente, están correlacionadas (Lim Y.K. y cols. 2008) (Figura I.12). No obstante, cabe resaltar que dicho estudio se ha realizado con resinas compuestas experimentales, es decir materiales no comerciales, donde evaluaban dos grupos (diferenciados por el tamaño de relleno) y cada grupo a su vez 5 subgrupos diferentes por la cantidad en peso que contenían de relleno inorgánico. Además, se debe tener en cuenta que la matriz orgánica y las partículas de relleno de la matriz inorgánica presentan diferentes índices de refracción.



**Figura I.12.** Influencia de la cantidad de relleno inorgánico en los valores de los atributos cromáticos (Lim Y.K. y cols. 2008)

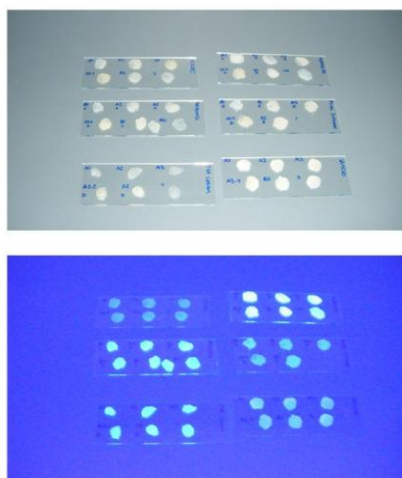
El *scattering* en los materiales restauradores dentales ha sido estudiado debido a la importancia de su efecto en el color y translucidez de un material restaurador dental (Lee Y.K., 2007). Se sabe que el *scattering* depende de la longitud de onda, si el tamaño de la partícula que produce el *scattering* es aproximadamente del tamaño de la longitud de onda del iluminante. Sin embargo, cuando el tamaño de la partícula que produce el *scattering* es mucho mayor que la longitud de onda de la iluminación, el *scattering* es inversamente proporcional al tamaño de la partícula y la longitud de onda no tiene efecto (Clewel D.H., 1941).

Es escasa la bibliografía que evalúa los coeficientes de *scattering* y coeficiente de absorción y la luz reflejada en las resinas compuestas y estos estudios sólo aplican la Teoría Kubelka-Munk para su determinación (Powers J.M. y cols., 1983; Lee Y.K., 2007). Para las resinas compuestas tradicionales se ha encontrado que el coeficiente de *scattering* disminuye gradualmente mientras que el coeficiente de absorción disminuye abruptamente cuando la longitud de onda aumenta (Lee Y.K., 2007). Otro parámetro de interés es la luz reflejada. El parámetro RI indica la reflectancia de la luz de un material de grosor infinito, el cual podría indicar el verdadero color de un material translucido a pesar del fondo. RI incrementa, cuando el coeficiente de *scattering* incrementa y cuando el coeficiente de absorción disminuye; así mismo los valores RI incrementan con la longitud de onda. Así ha sido demostrado que el efecto de la variación del coeficiente de absorción con la longitud de onda es mayor que, el efecto de la variación del coeficiente de

*scattering* para las resinas compuestas (Grajower R. y cols, 1982; Lim Y.K. y cols, 2008).

Los materiales de restauración dental deben imitar las propiedades ópticas dentales no solo en condiciones de luz día, sino bajo cualquier fuente de iluminación. Aunque la fluorescencia tiene poco impacto en la selección del color bajo condiciones normales de iluminación, hay situaciones, como las discotecas o pubs, donde esta condición se vuelve crítica, ya que el material restaurador y la dentición natural deben tener fluorescencias similares al diente natural, para obtener como resultado una apariencia estética adecuada (Figura I.13). Por otro lado, la fluorescencia, aunque es mínimamente perceptible bajo condiciones de observación normales, es clínicamente significativa porque aumenta vitalidad y brillo a la restauración. Lim Y.K. y Lee Y.K. (2007) demostraron que cuando existe una emisión fluorescente en una resina compuesta, los valores de la coordenada  $b^*$  se desplazan hacia la zona azul del diagrama cromático CIELAB. Asimismo, para la coordenada  $L^*$  se produce un aumento, es decir, un aumento en la luminosidad. Para conseguir el mimetismo con el diente natural, en cuanto a la fluorescencia, los fabricantes incorporan a la composición de las resinas sustancias químicas fluorescentes. Una de las más utilizadas es el trifluoruro de iterbio. (Lu H. y cols., 2006). Es muy importante destacar que la aplicación clínica de un sellador de superficie al finalizar la restauración dental disminuye la capacidad fluorescente del material (Lim Y.K. y Lee Y.K., 2007).

34



**Figura I.13.** Fluorescencia de las resinas compuestas

Muchas casas comerciales afirman que sus resinas compuestas son opalescentes; la opalescencia junto con la translucidez en estos biomateriales contribuye a enmascarar el color del fondo. Se ha confirmado (Lee Y.K. y cols., 2006) que la opalescencia de materiales estéticos restauradores que, contienen relleno influyen en el efecto de enmascarado cuando la translucidez esta en un rango similar, ya que, contribuye a la vitalidad de la restauración (Lee Y.K. y Yu B., 2007), describen un valor promedio de opalescencia para el esmalte dental humano de  $22.9 \pm 1.9$ . Kobashigawa A.I. y Angeletakis C. (2001) en su patente de rellenos opalescentes para materiales restauradores dentales y para 1 mm de espesor concluyen que valores de opalescencia mayores de 9 se consideran opalescentes y a mayor valor mayor opalescencia. Por otro lado, Ardu S. y cols. (2008) partiendo de las coordenadas cromáticas para la obtención de valores de opalescencia dental, reportaron valores de opalescencia de 7,38 (teniendo en cuentas las coordenadas cromáticas  $a^*$  y  $b^*$ ) y de 6,98 (teniendo en cuenta solo la coordenada  $b^*$ ).

La estabilidad en el tiempo del color del material restaurador seleccionado, es otro factor fundamental para el éxito clínico, los cambios de color que experimentan las resinas compuestas a lo largo del tiempo han sido atribuidos a una amplia gama de posibles causas como: la reacción química del acelerador de la amina terciaria, 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, los cambios que se producen en su superficie (rugosidad superficial) (Lee Y.K. y cols., 2002). Algunos autores 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 A. y cols., 2004). Por otro lado, algunos autores afirman que los colores de resinas compuestas más luminosas y menos cromáticas tienden a mostrar cambios cromáticos más acusados que los más oscuros y más cromáticos (Eldiwany M. y cols., 1995; Seghi R. y cols., 1990) 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 amarillamiento (Uchida H.

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 resinas compuestas (Lee Y.K. y Powers J.M., 2001; Lee Y.K., 2007). Asimismo, se ha demostrado que con el tiempo las resinas compuestas que tienen una matriz orgánica de dimetacrilatos pierden luminancia, es decir, se vuelven más oscuras y saturadas. Estos cambios son visualmente significativos en muchos casos (Lee Y.K., 2005a).

Estudios recientes, donde se compara la estabilidad cromática y el brillo en el tiempo de las resinas compuestas tradicionales de dimetacrilatos frente a las nuevas resinas de silorane han demostrado que, en general, las resinas sufren un ligero oscurecimiento en el tiempo y que existe un desplazamiento hacia el amarillo y verde, como se había demostrado en anteriores estudios para las resinas de dimetacrilato. Respecto al brillo después del proceso de envejecimiento se observa que este sufre una reducción en sus valores. Finalmente concluye que respecto al color, las resinas compuestas basadas en siloranes tienen el mejor comportamiento en general a lo largo del tiempo, y por lo tanto una mayor estabilidad cromática (Furuse A. y cols. 2008).

36

---

Por lo que se refiere a la radiopacidad, ésta resulta fundamental en la medida en que permite la visualización en la radiografía del material de obturación, 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.

Finalmente, el color final de los materiales de restauración estéticos están determinadas no sólo por las características químicas del material (Johnston W.M. y Reisbick M.H., 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) (Pérez M.M. y

cols., 2007; Pérez M.M. y cols., 2009a). Ha sido reportado en la bibliografía que el cambio cromático ( $\Delta E^*_{ab}$ ) que experimentan las resinas compuestas tras la polimerización se encuentra entre 3 y 12 unidades CIELAB, tendiendo a ser menos cromáticos (viran hacia la región azul del espacio cromático, son menos amarillos) y luminosos (Eldiwany M. y cols., 1995; Paravina R. y cols., 2002; Lee Y.K. y cols., 2004). 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 R. y cols., 2002). Si bien previamente se había afirmado que el cambio cromático se producía fundamentalmente a expensas de la luminosidad (CIE  $L^*$ ) (Johnston W.M. y Reisbick M.H., 1997), un trabajo reciente afirma que luminosidad y cromaticidad presentan una influencia equivalente en el cambio de color que experimenta la resina tras la polimerización (Lee Y.K., 2005a).

La intensidad del cambio cromático depende de la marca del material y del tipo de resinas compuestas, ya que experimentan un mayor cambio cromático los tonos más translúcidos. Para compensar la menor cromaticidad tras la fotoactivación, se ha sugerido que en clínica deberían seleccionarse siempre tonos más cromáticos que el resultado que se desea conseguir (Seghi R. y cols., 1990). No obstante, también se han encontrado diferencias en el color entre las presentaciones opacas y las “dentinas” correspondientes a un mismo shade de material (por ejemplo OA2 y A2), en el sentido de una mayor luminosidad de las primeras tras la polimerización (Ikeda T. y cols., 2005).

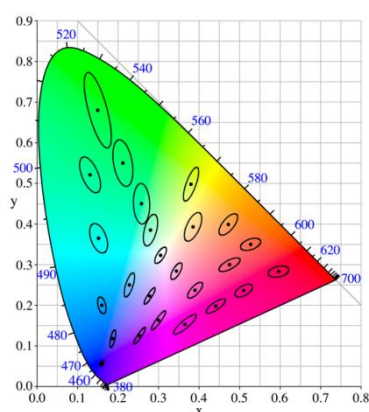
### **I.2.5. Umbrales de discriminación cromática**

Bajo un punto de vista tanto científico como técnico, a veces ofrece más interés la evaluación de diferencias entre colores, o del color de un estímulo respecto a un color patrón, que la medida en sí de un color. Se plantea pues una doble necesidad: cuantificar estas diferencias y hacerlas reproducibles en un sistema de representación, lo que es tanto para conocer la métrica del espacio de color o el elemento de línea asociado a ella (Pérez M.M., 1994).

Tradicionalmente se han abordado estos problemas de la medida experimental de diferencias de color, entendiéndolas como "mínimas diferencias perceptibles" o "umbrales diferenciales de color", para una posterior generalización al elemento de línea que satisfaga la predicción de dichos resultados experimentales. En este sentido y, si bien, a veces ha surgido la polémica aún no resuelta sobre si hay diferencias entre los criterios de perceptibilidad y aceptabilidad de diferencias de color, la mayoría de los estudios en los que se basa la Colorimetría Diferencial, optan por criterios de evaluación de diferencias perceptibles. No obstante, en determinadas aplicaciones industriales si se emplean, a veces, criterios de aceptabilidad en los procesos de control colorimétrico. Podemos decir, que el estudio de diferencias de color es mas bien un problema científico, mientras que el establecimiento de tolerancias es una cuestión derivada de tipo técnico ligadas a las necesidades industriales (Pérez M.M., 1994).

En el campo de Colorimetría Industrial existen numerosos trabajos sobre la estimación de umbrales de discriminación cromática, tanto de aceptabilidad como perceptibilidad (Wyszecki G., 1972). No obstante, la mayoría de ellos muestran la falta de uniformidad de los sistemas de representación del color como podemos observar en la Figura I.14. correspondiente a las clásicas elipses de MacAdam en el espacio CIE1931.

38



**Figura I.14.** Elipses de discriminación de MacAdam

Se observa que dichas elipses son diferentes en tamaño, orientación y

forma a lo largo del diagrama cromático, siendo más pequeñas en la zona de los azules, intermedias en la de los rojos, y más grandes en las zonas verdes.

Si tomamos la distancia desde el centro a cada punto de la elipse como la unidad de diferencia de color, un espacio cromático uniforme sería aquel en el que al representar dichas diferencias los resultados serían circunferencias de igual radio, es decir, que exista una correlación entre la diferencia de color y la medida de la de la distancia. En la Figura I.14. comprobamos que esa distancia no es la misma ni a lo largo de cada elipse ni de una elipse a otra. Por lo tanto, se deduce que el espacio CIE1931 no es un espacio uniforme, lo que ha llevado a la búsqueda de representación de color uniforme y a pesar de que no se ha conseguido, si que se ha llegado a otros espacios mucho mas homogéneos como CIELAB, empleado en nuestra Tesis Doctoral.

El estudio de Kuehni R.G y Marcus R.T. (1979) es una de las principales referencias para establecer los umbrales de aceptabilidad y perceptibilidad para pequeñas diferencias de color. Los autores encuentran que la diferencia de color media para el 50% de los observadores es de una unidad CIELAB ( $\Delta E^*_{ab}=1$ ). Posteriormente, Seghi R. y cols. (1989), evalúan umbrales de perceptibilidad para un grupo de profesionales en odontología, sus resultados muestran que las diferencias de color mayores a 2 unidades CIELAB ( $\Delta E^*_{ab}\geq 2$ ) son detectadas por el 100% de los observadores. Ragain J.C y Johnston W.M (2000) evalúan umbrales de aceptabilidad en discos de porcelanas translúcidas y encuentran un valor medio de  $\Delta E^*_{ab}=2.72$ . Ruyter I.E. y cols. (1987), calculan umbrales de aceptabilidad y establecen para pares de resinas, que las diferencias de color son inaceptables cuando su umbral de aceptabilidad es de aproximadamente  $\Delta E^*_{ab}=3.3$  unidades.

Douglas R.D. y Brewer J.D. (1998) determinan umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad cromática, pero considerando independientes las direcciones en  $a^*$  y  $b^*$  en CIELAB. Los resultados muestran que la diferencia en color en aceptabilidad para el eje  $a^*$  es de 1.1 unidades CIELAB y en el eje  $b^*$  de 2.1 unidades CIELAB. Además, señalan que mientras los umbrales de aceptabilidad (50% aceptabilidad) son de 2.1 unidades CIELAB,



los de perceptibilidad eran sólo de 0.7 unidades CIELAB. También en este sentido, otros trabajos (Sim C. y cols, 2001) estiman los umbrales de discriminación cromática en los ejes  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$ . Las diferencias de color perceptibles encontradas fueron 4.5, 0.69 y 2.4, respectivamente.

Recientemente (Lindsey D. y Wee A.G., 2007), han evaluado umbrales de discriminación cromática, aceptabilidad y perceptibilidad empleando simulaciones generadas mediante ordenador. Los resultados obtenidos muestran en las direcciones  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$ , el umbral medio de aceptabilidad era de  $\Delta E^*_{ab}=1$  para las direcciones  $L^*$  y  $a^*$  y de  $\Delta E^*_{ab}=2.6$  en la dirección del eje correspondiente al eje  $b^*$ . No se encontraron diferencias entre umbrales de aceptabilidad y perceptibilidad. De acuerdo a estos resultados, el umbral no es uniforme en todas las direcciones y los cambios en  $b^*$  han de ser mayores para que pueda ser detectado por el observador.

Como se puede deducir de los párrafos anteriores son muchos los trabajos que estudian y establecen umbrales para dientes o prótesis dentales. Sin embargo, dada la diversidad de métodos empleados en su cálculo, número de observadores y materiales, etc, es difícil establecer un único umbral de cromaticidad. No obstante, los resultados de dichos trabajos podrían ser una referencia en la evaluación las diferencias de color que pueden sufrir tanto los dientes como las prótesis en diferentes procesos: fotoactivación, pulido, etc.

### **I.3. PROPIEDADES ÓPTICAS DE LOS BIOMATERIALES**

En la literatura (Boulnois J.L., 1986) se han identificado cuatro grandes categorías de procesos foto-físicos que pueden ocurrir cuando interacciona la radiación (luz) con un tejido biológico (o con un sustituyente del mismo, biomaterial):

- 1) Procesos foto-químicos: Implican la absorción de la luz por las moléculas del tejido. Este tipo de interacciones son la base de la terapia foto-dinámica.
- 2) Procesos térmicos: Se caracterizan por la deposición de energía térmica en la muestra. Las interacciones térmicas son utilizadas en la cirugía láser.

3) Procesos foto-ablativos: Solo pueden ocurrir en el UV, porque en esa zona los fotones poseen suficiente energía para provocar la disociación de los biopolímeros.

4) Procesos electromecánicos: Se producen a tasas de fluencia muy grandes, cuando el intenso campo eléctrico presente puede causar la ruptura dieléctrica del tejido y la formación de un plasma de pequeño volumen. La rápida expansión de este plasma crea una onda de choque que puede romper mecánicamente el tejido.

En la práctica, las interacciones de los primeros dos tipos son las más frecuentes mientras que las de los últimos dos tipos suelen ser interacciones son muy complejas, y sus efectos generalmente son despreciables.

La dispersión o *scattering* y la absorción, son los dos principales fenómenos físicos que afectan la propagación de la radiación (luz) en un tejido biológico. Aunque los efectos de ambos son importantes, el *scattering* es dominante (Cheong W. y cols., 1990) porque incluso para muestras muy finas (espesor sub-milimétrico), es muy probable que los fotones sufran varias dispersiones (debidas a los múltiples choques con los átomos) antes de atravesar la muestra. La probabilidad relativa de aparición de estos procesos en un material determinado depende de la longitud de onda de la radiación incidente.

### **I.3.1. Absorción**

El coeficiente de absorción ( $\mu_a$ ) se define como:

$$dI = \mu_a I dx$$

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

Si integramos sobre un espesor  $x$ , obtenemos:

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

El coeficiente de absorción también se puede expresar en términos de la densidad de partículas ( $\rho$ ) y sección transversal de absorción ( $\sigma_a$ ):

$$\mu_a = \rho \sigma_a$$

lo que nos lleva a la ley de Lambert-Beer:

$$I = I_0 e^{-\rho \sigma_a x}$$

La inversa de  $\mu_a$ ,  $1/\mu_a$ , se denomina penetración de absorción y es igual al camino libre medio que hace un fotón entre dos absorciones consecutivas. Otra cantidad utilizada para caracterizar la absorción del tejido biológico es el coeficiente específico de extinción ( $\alpha$ ), que representa el nivel de absorción por  $\mu\text{mol}$  de compuesto por litro de solución por centímetro ( $\mu\text{mol}^{-1}\text{cm}^{-1}$ ). Se define utilizando el logaritmo en base 10, y se relaciona con el coeficiente de absorción a través de la siguiente expresión:

$$\alpha = \log_{10}(e) \cdot \frac{\mu_a}{c}$$

donde  $c$  es la concentración del compuesto.

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

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

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

$$OD = \log_{10} \frac{1}{T} = -\log_{10} \frac{I}{I_0}$$

Por lo tanto:

$$OD = \log_{10}(e) \cdot \mu_a x = acx$$

### **I.3.2. Scattering**

El *scattering* de la luz en tejidos biológicos se produce debido a las variaciones del índice de refracción a nivel microscópico (en las resinas compuestas entre la matriz de relleno y la matriz orgánica). De manera análoga a la absorción, se puede definir un coeficiente de *scattering* ( $\mu_s$ ), de forma que:

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

donde I es la componente no dispersada de la luz después de atravesar una muestra no-absorbente de espesor x. Si lo escribimos en función de la densidad de partículas ( $\rho$ ) y la sección transversal de *scattering* ( $\sigma_s$ ):

$$\mu_s = \rho \sigma_s$$

La penetración de *scattering* ( $1/\mu_s$ ) es el camino medio de un fotón entre dos dispersiones consecutivas. La cantidad  $\mu_s x$  se denomina espesor óptico de una muestra y es adimensional.

Cuando un fotón que incide con una dirección descrita por el vector unitario  $e_s$  sufre una dispersión, la probabilidad de que su nueva dirección sea

descrita por otro vector  $e_s'$  es dada por la función de la fase normalizada  $f(e_s, e_s')$ . Para los tejidos biológicos se puede asumir que la probabilidad de distribución es una función que depende solamente del ángulo que forman las direcciones del fotón incidente y el fotón dispersado. Por lo tanto, la función de fase se puede expresar, de una forma muy conveniente, como una función del coseno del ángulo de dispersión  $e_s \cdot e_s' = \cos\theta$ :

$$f(e_s, e_s') = f(\cos\theta)$$

Mie G. (1908) desarrolló una teoría que estableció que las soluciones analíticas de la función de fase son funciones derivadas y así determinó la dispersión de una onda electromagnética plana por partículas esféricas isotrópicas de cualquier tamaño. Para partículas de tamaño mucho menor que la longitud de onda incidente, la teoría de Mie se puede aproximar con la teoría de Rayleigh (Rayleigh L., 1871).

44

---

La anisotropía de un medio se puede caracterizar utilizando el valor medio del coseno del ángulo de dispersión ( $\theta$ ). El parámetro utilizado se denomina factor de anisotropía ( $g$ ):

$$g = \int_{-1}^1 \cos\theta [f(\cos\theta)] d \cos\theta$$

Para  $g=0$  tenemos una dispersión perfectamente isotrópica mientras que para  $g=1$  tendríamos una dispersión completa. Los tejidos biológicos (ó los biomateriales que los sustituyen) tienen factores de anisotropía comprendidos en el rango  $0,69 \leq g \leq 0,99^2$ . El coeficiente reducido de transporte de *scattering* ( $\mu_s'$ ), se define como:

$$\mu_s' = \mu_s (1 - g)$$

Esta cantidad puede ser interpretada como un equivalente al coeficiente de *scattering* isotrópico y es un parámetro fundamental en la teoría de difusión de la propagación de la luz a través de medios turbios.

---

Combinando la absorción y el *scattering*, se puede definir el coeficiente de atenuación total ( $\mu_t$ ), como:

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a$$

Conociendo el  $\mu_t$  se puede definir el camino libre medio de un fotón como  $1/\mu_t$ .

Por analogía, el coeficiente de transporte de atenuación ( $\mu_{tr}$ ) es:

$$\mu_{tr} = \mu_a + \mu_s(1 - g) = \mu_a + \mu'_s$$

### I.3.3. Ecuación de transferencia radiativa

La propagación de la radiación a través de los tejidos biológicos puede, en principio, ser descrita utilizando la teoría electromagnética fundamental. En este caso, el tejido se puede considerar un medio con una permitividad que varía espacialmente, y las variaciones del campo podrían ser descritas utilizando las ecuaciones de Maxwell. Sin embargo, este planteamiento no es factible debido a la complejidad del problema y la falta de un conocimiento preciso de la permitividad del medio. El problema puede ser simplificado ignorando fenómenos relacionados con la propagación de las ondas, como pueden ser la polarización y las interferencias, y fenómenos relacionados con las partículas, como las colisiones inelásticas.

Según la teoría de transporte radiativo, la radiancia  $L(r,s)$  de la luz en la posición  $r$  que se propaga en la dirección descrita por el vector unitario  $s$ , es disminuida debido a la absorción y el *scattering* y aumentada por la luz que se propaga en dirección  $s'$  pero que ha sido dispersada en dirección  $s$ . La ecuación de transporte radiativo que describe este fenómeno es:

$$s \cdot \nabla L(r, s) = -(\mu_a + \mu_s)L(r, s) + \mu_s \int_{4\pi} p(s, s')L(r, s')d\omega'$$

donde  $\mu_a$  es el coeficiente de absorción,  $\mu_s$  es el coeficiente de *scattering*,  $\mu_t$  el coeficiente de atenuación,  $d\omega'$  es el ángulo sólido diferencial en la dirección  $s'$  y  $p(s,s')$  es la función de fase.

La función de fase describe la distribución angular para una única dispersión, y es generalmente una función que depende del ángulo entre  $s$  y  $s'$ . Si la integral de la función de fase es normalizada (=1),  $p(s,s')$  es la función de densidad de probabilidad de *scattering* de la dirección descrita por  $s$  a la dirección descrita por el vector  $s'$ :

$$\int_{4\pi} p(s,s') d\omega' = 1$$

Normalmente, la función de fase no es conocida. Ella se caracteriza a través del parámetro  $g$  (factor de anisotropía):

$$g = \int_{4\pi} p(s,s')(s \cdot s') d\omega'$$

La ecuación de transporte radiativo asume que las partículas (que causan la absorción y el *scattering*) están uniformemente distribuidas a través del medio y que no hay interacciones entre ellas.

Debido a la gran dificultad que supone resolver la ecuación de transporte radiativo, se han hecho aproximaciones con respecto a la radiancia y/o función de fase. El tipo de aproximación que se puede emplear para calcular la distribución de la luz a través de los tejidos biológicos, depende del tipo de irradiancia (difusa o colimada) y de si hay una variación del índice de refracción.

### I.3.4. Teoría de la Difusión

En la teoría difusa, la función de fase es representada por el valor medio del ángulo de *scattering* ( $g$  = factor de anisotropía), que esta combinado con el coeficiente de *scattering* para obtener el coeficiente reducido de transporte de *scattering*:

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g)$$

El albedo óptico reducido ( $a'$ ) es definido como:

$$a' = \frac{\mu'_s}{\mu_a + \mu'_s}$$

Utilizando la teoría de la difusión, Flock S.T. y cols. (1989) han encontrado una ecuación que expresa la reflectancia difusa ( $R$ ) como una función del albedo óptico ( $a'$ ):

$$R_\infty = \frac{a'}{1 + 2k(1 - a') + (1 + \frac{2k}{3}[3(1 - a')]^{1/2}}$$

donde  $k=(1-r_d)/(1+r_d)$  y  $r_d$  es el coeficiente de reflexión interna del medio. Esta ecuación se puede emplear para calcular la reflectancia difusa de un medio cuyo albedo reducido y coeficiente de reflexión interna sean conocidos. También hay que suponer que los fotones que se detectan han viajado difusamente dentro del medio, lo que supone que hayan sufrido múltiples dispersiones. Por lo tanto, la ecuación de arriba no sirve si la gran mayoría de los fotones que se detectan provienen de capas superficiales del material, lo que supone que los fotones hayan sufrido pocas dispersiones dentro de la muestra.



### I.3.5. Método Adding-Doubling

Prahl S.A. y cols. (1993) han desarrollado un nuevo método para determinar las propiedades ópticas de los medios turbios, iterando una solución adding-doubling para la ecuación de transporte de radiación. Se han obtenido valores de la reflectancia total, considerando radiación incidente normal a la superficie y varios valores del albedo, grosor óptico, condiciones límite y *scattering* isotrópico o anisotrópico (Prahl S.A, 1988). Los valores obtenidos para *scattering* isotrópico están en acuerdo con los valores obtenidos por Giovanelli. Para el caso anisotrópico, Prahl S.A. y cols. (1993) emplean la función de fase de Henvey-Greenstein, que es frecuentemente utilizada para describir la dispersión de la luz en medios biológicos.

Jacques S.L. (1999), utilizando tanto el método Adding-Doubling como el método Monte Carlo, han obtenido, para la reflectancia difusa de un medio que presenta un *scattering* anisotrópico descrito por la función de fase Henvey-Greenstein y considerando una variación del índice de refracción entre medio y aire de 1,33, la siguiente expresión:

48

$$R_{\infty} = \exp \left\{ \frac{-7.8}{\left[ 3 \cdot \left( 1 + \frac{\mu'_s}{\mu_a} \right) \right]^{1/2}} \right\}$$

En una publicación posterior, Jacques S.L. (1999) estableció que el valor 7,8 presente en la ecuación de arriba, no es ni una constante ni una función que depende de la variación del índice de refracción, sino un número que depende de  $\mu_a/\mu_s$ . De todas formas, esta ecuación representa un gran avance en la búsqueda de una expresión analítica de la reflectancia difusa que tenga en cuenta la fuerte anisotropía de la dispersión de la luz que atraviesa un medio biológico.

### I.3.6. Teoría de Kubelka-Munk

La teoría de Kubelka-Munk describe la propagación de la luz difusa a través de una muestra isotrópica. El modelo de Kubelka y Munk (Kubelka P. y Munk F., 1931; Kubelka P., 1954) es un modelo de doble flujo que solamente considera el flujo en dos sentidos que se propaga en una muestra de grosor  $d$ . La reflectancia de Kubelka-Munk ( $R$ ) y la transmitancia de Kubelka-Munk ( $T$ ) tienen las siguientes expresiones:

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

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

Donde  $S$  y  $K$  son los coeficientes de *scattering* y absorción de Kubelka-Munk. La ventaja de la teoría de Kubelka-Munk es que los coeficientes de *scattering* y absorción se pueden expresar en función de la reflectancia y la transmitancia:

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

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

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

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

Los modelos que tienen en cuenta cuatro o más flujos, proporcionan resultados mucho más precisos y están en concordancia con los datos experimentales. La principal limitación de esta teoría es que solamente se puede aplicar a muestras con geometría simple.

La simplicidad del modelo de Kubelka-Munk lo ha convertido en un método muy popular para evaluar las propiedades ópticas de los tejidos biológicos.

### **I.3.7. Relación entre los coeficientes de transporte y los coeficientes de Kubelka-Munk**

Como hemos mencionado anteriormente, la propagación de la luz se puede describir rigurosamente utilizando la ecuación de transferencia radiativa, pero su complejidad computacional (sobre todo cuando se quiere llegar a una solución exacta) hace que sea muy difícil de aplicar en la práctica. Aunque se han obtenido valores aproximados derivados de la ecuación de transferencia de radiación, la simplicidad de la teoría de Kubelka-Munk y su simple solución analítica son los principales motivos de su uso generalizado.

La teoría de Kubelka-Munk no proporciona una conexión explícita entre sus coeficientes y las propiedades ópticas de partículas individuales, como es el caso de las teorías basadas en la ecuación de transferencia radiativa. Un método para obtener esta conexión es precisamente buscar una relación entre los coeficientes de transporte y los coeficientes de Kubelka-Munk. Esta relación ha sido estudiada por varios autores (Brinkworth B.J., 1972; Star W.M. y cols., 1988) partiendo siempre de la ecuación de transferencia radiativa. Para la relación entre el coeficiente de absorción de Kubelka-Munk ( $K$ ) y el coeficiente de transporte de absorción ( $\mu_a$ ) se ha establecido la siguiente ecuación:

$$K = 2\mu_a$$

---

En el caso del coeficiente de *scattering* de Kubelka-Munk (S) y el coeficiente de transporte de *scattering* ( $\mu_s$ ), la forma general de la relación es:

$$S = y\mu'_s - x\mu_a$$

donde  $\mu'_s = \mu_s(1-g)$  es el coeficiente reducido de transporte de *scattering*,  $\mu_s$  es el coeficiente de transporte de *scattering* y g es el factor de anisotropía.

La formula de Brinkworth B.J. (1972) se obtiene para  $x=1$ , la formula de de Star W.M. y cols. (1988) para  $x=1/4$  y las fórmulas de Gate L.F (1974) y Thennadil S.N. (2008) se obtienen para  $x=0$ . En todos los casos  $y=3/4$ . Se ha demostrado (Thennadil S. N., 2008) que la presencia del término que incluye una contribución de  $\mu_a$  al coeficiente de *scattering* de Kubelka-Munk conduce a valores físicamente imposibles, especialmente para valores grandes de  $\mu_a$ . Por lo tanto, en este trabajo vamos a considerar  $x=0$ , por lo que la relación entre S y  $\mu'_s$  es:

$$S = \frac{3}{4}\mu'_s$$

La utilización de esta fórmula tiene un error menor del 3% sobre el rango de las propiedades ópticas consideradas.



---

## ***Capítulo II: Objetivos***



## **OBJETIVO GENERAL**

El objetivo general de esta Tesis Doctoral es caracterizar, desde el punto de vista de sus propiedades ópticas, los nuevos materiales de restauración dental directa: nanocomposites y silorane.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Para conseguir este objetivo general, se plantean los siguientes objetivos específicos:

- 1.- Realizar un estudio colorimétrico de las nuevas resinas compuestas dentales y calcular su variación tras la fotopolimerización.
- 2.- Evaluar los parámetros de translucidez y opacidad de las resinas compuestas evaluadas: “universales”, nanocomposites y siloranes.
- 3.- Realizar un estudio morfológico del relleno inorgánico de las nuevas resinas compuestas dentales.
- 4.- Caracterizar desde el punto de vista óptico las nuevas resinas compuestas mediante los coeficientes de scattering, absorción y Albedo.
- 5.- Evaluar la transmitancia espectral de las nuevas resinas compuestas.
- 6.- Evaluar la penetración óptica de las nuevas resinas compuestas.
- 7.- Establecer, en base a las propiedades ópticas estudiadas, las diferencias entre los tres tipos de resinas compuestas analizadas: “universales”, nanocomposites y siloranes para su correcta utilización en Odontología Estética y Restauradora.





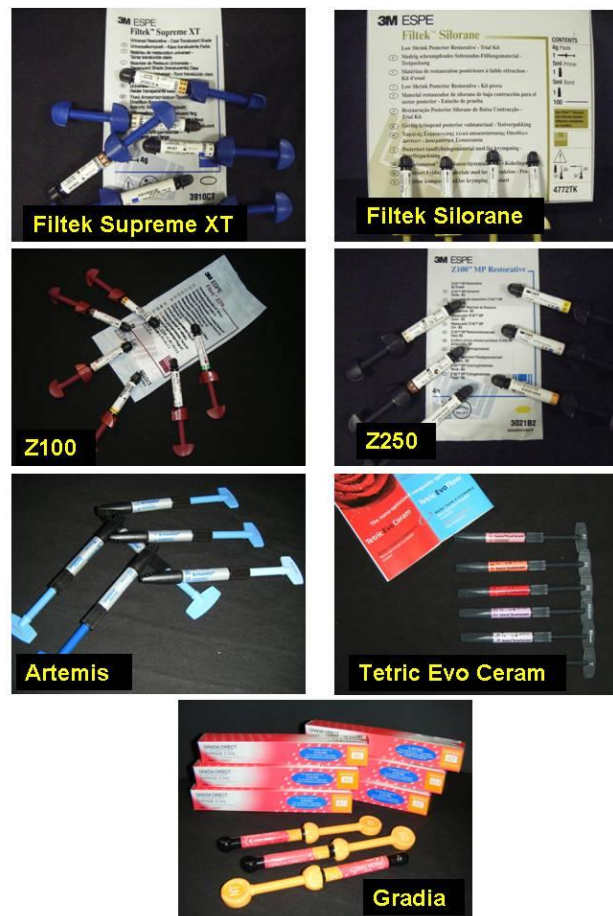
---

# ***Capítulo III: Material y Método***



### III.1. MATERIALES DENTALES

Se seleccionaron siete sistemas de resinas compuestas dentales (Figura III.1): un nanocomposite (Filtek™ Supreme XT 3M-ESPE), un silorane (Filtek™ Silorane 3M-ESPE) y cinco resinas compuestas de dimetacrilato que a efectos prácticos del estudio las denominaremos en comparación con la bibliografía , “universales”: Z250™ (3M-ESPE), Z100™ (3M-ESPE), Artemis® (Ivoclar Vivadent), Tetric Evo Ceram® (Ivoclar Vivadent) y Gradia Direct(GC). En todos los sistemas se estudiaron los colores A1, A2, A3, A3.5, B2 y Translúcido, excepto para Filtek™ Silorane que se estudiaron los colores, A2, A3, B2 y C2 debido a que en el momento del estudio solo se habían fabricado los colores mencionados. La Tabla III.1 muestra las características comerciales que proporcionan los fabricantes para cada uno de los materiales estudiados.



**Figura III.1.** Presentación comercial de las resinas compuestas utilizadas

FÁBRICA	RESINA COMPUESTA	SHADE	LOTE	CLASIFICACIÓN	RELLENO ORGÁNICO	RELLENO INORGÁNICO	PESO R.I	VOLUMEN R.I	TAMAÑO DE PARTÍCULA
3M ESPE	Filtek Supreme XT	A1 Enamel	7CL		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	78,50%	57,70%	20nm
		A2 Enamel	7EC		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	78,50%	57,70%	20nm
		A3 Enamel	7CF		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	78,50%	57,70%	20nm
		A3.5 Body	7FH		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	78,50%	57,70%	20nm
		B2 Body	7CE		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	78,50%	57,70%	20nm
		Clear Translucent	7AR		BIS-GMA, UDMA, TEGDMA y BIS-EMA	Sílice sin acumular ni aglomerar	72,50%	57,7%	75nm
3M ESPE	Z100	A1	7MC		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
		A2	7FY		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
		A3	7FM		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
		A3.5	7JM		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
		B2	7MC		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
		Incisal	7EY		BIS-GMA y TEGDMA	Zirconio, Sílice	66%		0,01-3,5um
3M ESPE	Z250	A1	7BJ		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
		A2	7YA		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
		A3	7EG		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
		A3.5	7LB		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
		B2	7XN		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
		Incisal	7MG		BIS-GMA, UDMA y BIS-EMA	Zirconio, Sílice	60%		0,01-3,5um
3M ESPE	Filtek Silorane	A2	8AP		Silorane		76%	55%	0,1-2um
		A3	7AL		Silorane		76%	55%	0,1-2um
		B2	8AN		Silorane		76%	55%	0,1-2um
		C2	8AF		Silorane		76%	55%	0,1-2um
Ivoclar Vivadent AG	Artemis	A1 Enamel	K17546	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
		A2 Enamel	J08107	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
		A3 Enamel	K05788	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
		A3.5 Dentina	J27389	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
		B2 Enamel	H15377	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
		Super Clear Effect	K22428	Híbrido (de partícula fina)	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenoglicol dimetacrilato	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio fuorsilicato Ba-Al, dióxido de silicio, óxidos de mezcla esferoidales.	75-77%	55-58%	0.04-3,0um (0,6um)
Ivoclar Vivadent AG	Tetric Evo Ceram	A1	K17843	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
		A2	K34036	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
		A3	K29326	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
		A3.5 Dentina	K24088	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
		B2 Dentina	K09198	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
		T	K06866	Nanohíbrido	Dimetacrilatos	Vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mezclados y prepolímeros	82-83%	53-55%	40nm-3000nm (550nm)
GC	Gradia Direct	A1 Anterior	709072	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			
		A2 Anterior	707102	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			
		A3 Anterior	706092	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			
		A3.5 Anterior	706111	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			
		B2 Anterior	707041	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			
		Natural Traslucent	606122	Microrelleno		Sílice y rellenos pre-polimerizados			

**Tabla III.1.** Características comerciales, proporcionadas por los fabricantes de las resinas compuestas objeto de estudio

---

## **III.2. MATERIALES EMPLEADOS EN LA PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS**

### **III.2.1. Portamuestras**

El espesor es una de las variables a considerar cuando se realizan mediciones de color en resinas compuestas (Vichi A. y cols., 2007). Por este motivo, se utilizaron portaobjetos de vidrio con un espesor de 1mm que permitieran preparar muestras del material con idéntico espesor, en concreto el espesor determinado por el portaobjetos.

A los portaobjetos se les realizaron perforaciones con una fresa de diamante tungsteno hasta alcanzar 5mm de diámetro. Una vez hecho esto, se unió este portaobjetos perforado a un portaobjeto sin perforar con el fin de obtener un pocillo donde posteriormente se insertaría el material. Para la condensación de las resinas compuestas se utilizó una espátula adecuada para este fin.

---

61

### **III.2.2. Lámpara de fotopolimerización**

Para la fotopolimerización de las muestras se utilizó la lámpara Bluephase (Ivoclar-Vivadent) (Figura III.2.). Este dispositivo es una lámpara LED que permite trabajar a alta irradiancia mediante programas pre-establecidos. Su potencia es de 8W, y la irradiancia, según el fabricante, es de  $1100\text{mw}/\text{cm}^2 \pm 10\%$ . La lámpara Bluephase está equipada con tres programas de polimerización para las distintas indicaciones:



**Figura III.2.** Lámpara de Fotopolimerización Bluephase (Ivoclar Vivadent)

- a) HIP (High Power): Irradiancia de  $1100\text{mW}/\text{cm}^2$  constante, se ajusta al tiempo de irradiación en intervalos de 10s.
- b) LOP (Low Power): Irradiancia de  $650\text{mW}/\text{cm}^2$ , baja intensidad constante durante 10 ó 20s.
- 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.

62

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 fotopolimerización 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. La irradiancia total medida de la lámpara Bluephase es de  $1.100\text{mW}/\text{cm}^2$ .

### **III.3. DISPOSITIVOS DE MEDIDA**

#### **III.3.1. Cabina de Iluminación**

Para la medida de la reflectancia espectral y el color de cada material estudiado, las muestras se colocaban en el centro de una cabina Verivide CAC

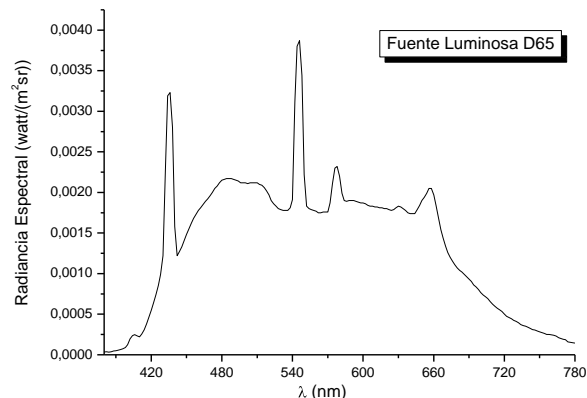
---

Portable (Leslie Hubble Limited, Leicester, UK), para iluminar las muestras en condiciones estandarizadas. La Figura III.3 muestra una imagen de esta cabina.



**Figura III.3.** Cabina de Observación/Iluminación

Esta cabina dispone de cuatro fuentes luminosas: D65, F, TL84, UVB. En este trabajo solo utilizamos la fuente D65 que 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 Standard BS 950.Part1. La Figura III.4 muestra la radiancia espectral correspondiente a esta fuente medida en el centro de la cabina CAC 120 con el espectrorradiómetro SpectraScan PR 704, el cual describimos a continuación.



**Figura III.4.** Radiancia espectral de la lámpara D65



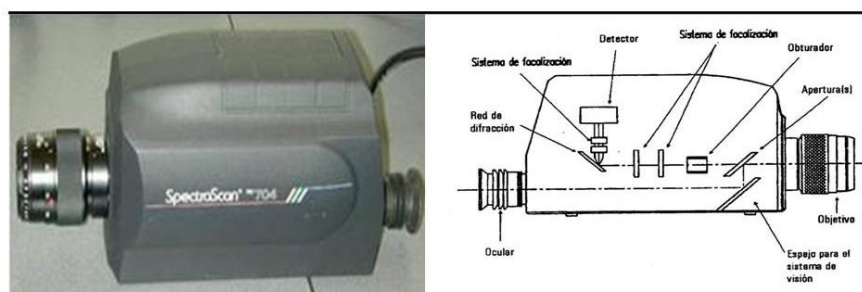
### III.3.2. Espectrorradiómetro

Para medir la reflectancia espectral y obtener posteriormente las coordenadas de cromaticidad de las muestras utilizamos un espectrorradiómetro SpectraScan modelo PR-704 de Photo Research (Figura III.5) con su correspondiente software. 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 ó hacia el ocular. A continuación de la red de difracción se halla una matriz lineal de fotodiodos detectores en una cámara. Esta matriz tiene 256 elementos, o píxeles enfriados termoelectricamente a 0° C en la cámara, sellada para eliminar cualquier posible contaminación y el efecto de las fluctuaciones térmicas. Además, está presurizada con nitrógeno para prevenir la condensación.

64

---



**Figura III.5.** Esquema de los elementos de espectrorradiómetro PR-704/PC

Aproximadamente 245 de los píxeles son los responsables de obtener las medidas y los restantes no se usan. Teniendo en cuenta que el rango espectral de este instrumento es de 380-780nm, cada píxel mide en incrementos de 1,6nm, aunque los resultados se expresan en incrementos de 2nm por conveniencia.

---

Antes de realizar una medida cada detector se carga eléctricamente disminuyendo dicha carga al incidir la radiación sobre el detector y generándose una señal analógica que se transmite a la tarjeta controladora instalada en un ordenador. Un convertidor analógico digital de 12 bits transforma la señal analógica a su equivalente digital proporcionando los datos que permiten realizar la medida deseada.

En lo que se refiere al software que controla al espectrorradiómetro se dispuso del programa Spectra-View 2.10 desarrollado por Photo Research y que incluye, entre otras opciones las siguientes:

- Cálculo de Luminancia, Iluminancia, Radiancia, Irradiancia, y Temperatura de color.
- Valores Triestímulos X, Y, Z, coordenadas de cromaticidad en los sistemas CIE 1931, CIE 1960, CIE 1976 ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) y CIE 1976 ( $L^*$ ,  $u^*$ ,  $v^*$ ), longitud de onda dominante y pureza colorimétrica.
- Diferencias de color en los sistemas CIELUV y CIELAB.
- Cálculo de reflectancias y transmitancias fotométricas o radiométricas.

Según el fabricante, la exactitud del espectrorradiómetro PR-704 es de  $\pm 0.0015$  para la coordenada x,  $\pm 0.001$  para la coordenada y,  $\pm 4\%$  en la luminancia para una fuente patrón con temperatura de color de 2856 K. Para el desarrollo de nuestro trabajo, las condiciones de trabajo del espectrorradiómetro fueron campo de medida de  $1^\circ$  y Observador Patrón CIE1964.

Como hemos señalado, en nuestro estudio empleamos, como instrumento de medida objetiva el espectrorradiómetro SpectraScan PR-704<sup>®</sup> de Photo Research principalmente por dos motivos. Por un lado, las condiciones de medida de este dispositivo son similares en las que se realiza la observación por el ojo humano, y por otro, el espectrorradiómetro no requiere contacto directo con la superficie del diente o biomaterial a medir, evitando de este modo la reflexión no uniforme de la luz hacia el detector del aparato (Luo

W. y cols., 2005). No obstante, el uso en clínica de este dispositivo de medida está limitado por sus grandes dimensiones y elevado coste.

### **III.4. MÉTODO EXPERIMENTAL**

Las medidas experimentales se realizaron en el Laboratorio de Óptica de Biomateriales (<http://www.ugr.es/local/labioptic>) del Departamento de Óptica de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada.

#### **III.4.1. Preparación, manipulación y medida de las muestras**

La preparación, manipulación y medida de la radiancia espectral y valores triestímulos de las muestras se realizaron en oscuridad para evitar la polimerización por efecto de la luz ambiental de las resinas compuestas y evitar también luces parasitas que puedan afectar la medida.

66

Con la espátula de resina se condensaba cuidadosamente el material a estudiar en el pocillo del portaobjetos correspondiente, siguiendo las instrucciones de manipulación recomendadas por el fabricante. Tras rellenar el pocillo, se colocaba otro portaobjetos y mediante presión se eliminaba el resto del material. La técnica descrita asegura un acabado superficial del material homogéneo y que no interfiere con los resultados de la medida. (Pérez M.M. y cols., 2007) (Figura III.6).



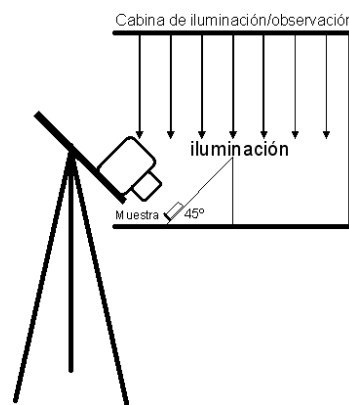
**Figura III.6.** Instrumentos clínicos utilizados

---

Es bien conocido que en la medida del color, las condiciones experimentales de medida influyen de forma significativa. De hecho, en la literatura odontológica las condiciones experimentales varían extraordinariamente entre los diferentes estudios, lo que dificulta la interpretación de los resultados.

Para la realización de nuestro estudio hemos empleado una fuente simuladora del iluminante D65. La geometría de iluminación/medida fue CIE  $d/0^\circ$  y el Observador Patrón CIE 1964,  $10^\circ$ . Empleamos este iluminante y geometría por ser uno de los recomendado por la CIE (CIE, 2004).

Para las medidas, el portaobjetos donde se encontraba la muestra, se situaba sobre un soporte con una inclinación de  $45^\circ$  para obtener la geometría descrita anteriormente. Sobre el soporte y bajo las muestras se colocaban máscaras Munsell acromáticas ( $L^*=93.2$ ,  $a^*=0.7$  y  $b^*=1.7$ ) y ( $L^*=2.8$ ,  $a^*=0.7$  y  $b^*=1.9$ ). El soporte se situó en todo momento en la parte central de la cabina de iluminación para evitar posibles cambios en diferentes puntos de la cabina (Huertas R., y cols. 2002). Una vez situada la muestra sobre el soporte, se colocaba el espectrorradiómetro frente a la muestra y se realizaban las medidas sobre fondo blanco y fondo negro respectivamente. (Figura III.7)



**Figura III.7.** Geometría de medida

Tras la fotopolimerización se volvían a realizar las medidas de la misma forma que para las muestras prefotopolimerizadas. En este caso, para

estandarizar la distancia entre la fuente de luz y la muestra, se situaba el tipo de la lámpara en contacto con el portaobjetos que cubría la muestra. En todos los casos se aplicó  $18\text{J}/\text{cm}^2$  para asegurar una óptima polimerización (Rueggeberg F.A. y cols., 1993; Sakaguchi R.L. y Berge H.X., 1998; Uno S. y cols., 2003) por lo que el tiempo de exposición se ajustó teniendo en cuenta la irradiancia de la lámpara empleada, es decir 17 segundos. Cabe resaltar que para mantener las condiciones de medida descritas para cada muestra, el soporte se fijó a la cabina de iluminación y se fijó la posición del espectrorradiómetro respecto a la cabina.

En total fueron objeto de estudio un total de 42 tonos de resina compuesta, sumando los correspondientes a cada marca. Se prepararon un total de tres muestras para cada tono estudiado, y cada muestra fue medida tres veces. Para evitar la variabilidad del estudio, todos los especímenes y medidas fueron realizados por el mismo operador.

### **III.5. FÓRMULAS DE DIFERENCIA DE COLOR**

A lo largo del tiempo han sido muchos los sistemas de especificación del color y las diferencias de color que se han propuesto buscando mejorar la correlación entre medidas de color y percepción visual. En 1976, con el deseo de promover una uniformidad en la práctica de la medida del color La Commission Internationale de l'Éclairage (CIE) recomendó el uso de dos sistemas de especificación de color: CIELAB Y CIELUV con sus correspondientes fórmulas de diferencia de color asociadas. (CIE, 2004)

Para la caracterización y evaluación cromática de las resinas compuestas emplearemos el sistema de especificación de color CIELAB y sus diferencias de color asociadas CIE94 ( $\Delta E^*_{ab}$ ) y CIEDE2000 ( $\Delta E_{00}$ ). En la presente tesis doctoral, nos limitaremos a recordar las ecuaciones que definen a CIELAB, y a realizar algunas breves observaciones respecto a la misma.

Los valores  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$  de un color en CIELAB se calculan a partir de los valores triestímulo  $X$ ,  $Y$  y  $Z$  de ese color, siendo estos últimos valores las “cantidades” de cada primario  $X$ ,  $Y$  y  $Z$  que deben ser mezclados para obtener el color deseado. Las ecuaciones para calcular  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$  son:

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

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

$$a^* = 500 \cdot \left[ f\left( \frac{X}{X_0} \right) - f\left( \frac{Y}{Y_0} \right) \right]$$

$$b^* = 200 \cdot \left[ f\left( \frac{Y}{Y_0} \right) - f\left( \frac{Z}{Z_0} \right) \right]$$

donde la función tiene la siguiente forma:

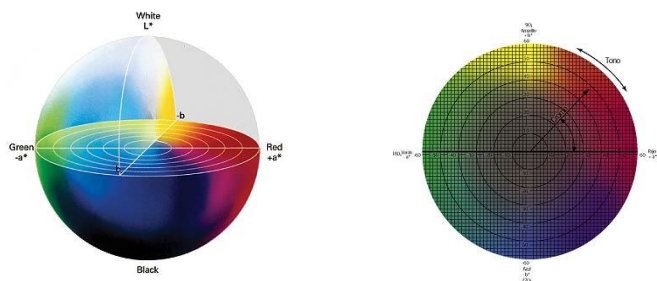
$$f(q) = q^{1/3} \quad \text{si } q > 0.008856, \text{ o}$$

$$f(q) = 7.787 \cdot q + \left( \frac{16}{116} \right) \quad \text{si } q \leq 0.008856,$$

y  $X_0$ ,  $Y_0$  y  $Z_0$  son 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  $L^*$ , cromía  $C^*$  y ángulo de tono  $h^\circ$ , muy bien correlacionadas con los atributos cromáticos de la percepción visual. En la Figura III.8 se tiene una representación tridimensional de estas coordenadas y un plano de  $L^*$  constante, es decir, un plano  $C^*$ - $h^\circ$  en coordenadas cilíndricas. Esta característica fue recogida por la CIE en 1976, siendo las expresiones para calcular el cromía y el ángulo de tono las siguientes:

$$C = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \quad h = \arctg\left(\frac{b^*}{a^*}\right)$$



**Figura III.8.** Espacio CIELAB

El croma ( $C^*$ ) está relacionado con la saturación de un estímulo, es decir, nos indica si en el diagrama CIELAB un estímulo está más o menos cerca del estímulo acromático situado en el centro (0, 0) del diagrama. Y el ángulo de tono ( $h^\circ$ ), que varía desde  $0^\circ$  hasta  $360^\circ$ , nos indica la zona del diagrama en la que se encuentra el estímulo, es decir, el "color" del mismo.

70

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 algunas de las fórmulas de diferencia de color más recientes, en particular la fórmula CIE94 (CIE, 2001) y la fórmula CIEDE2000 (Luo M.R. y cols. 2001; CIE, 2004).

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

La fórmula de diferencia de color asociada a este espacio viene dada por las siguientes expresiones:

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

$$\Delta E^*_{ab} = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta C^{*2} + \Delta h^\circ 2}$$

---

donde los incrementos representan las diferencias en cada coordenada entre los colores para los que se calcula la diferencia.

Hasta ahora en Odontología, como se ha indicado, para la especificación del color y el cálculo de diferencias de color se ha empleado el sistema CIELAB y su fórmula de diferencia de color asociada  $\Delta E^*_{ab}$ . Con el objeto de mejorar la relación entre las diferencias de color medidas y percibidas en las aplicaciones industriales, la CIE propuso una fórmula de diferencia de color llamada CIEDE2000 (Luo M.R. y cols. 2001; CIE, 2004). Dicha fórmula incorpora correcciones específicas para evitar la no uniformidad del espacio CIELAB, llamadas funciones de peso y designadas por  $S_L$ ,  $S_C$  y  $S_H$  y unos parámetros que toman 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 bajo las condiciones experimentales habituales en la práctica industrial, el valor para cada factor paramétrico es igual a 1.0.

La fórmula de diferencia de color CIEDE2000 viene dada por la expresión:

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

donde  $\Delta L'$ ,  $\Delta C'$  y  $\Delta H'$  son las diferencias en luminancia, croma 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 croma y tono en las región de los azules.

$\Delta L'$ ,  $\Delta C'$  y  $\Delta H'$  se calculan según las ecuaciones:



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

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

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

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

Las coordenadas  $h'$ ,  $C'$  y  $L'$  son valores transformados del ángulo de tono, croma y luminosidad y se designan con una prima. Su cálculo se realiza a partir de  $a'$ ,  $b'$  y  $L'$  de acuerdo con las siguientes expresiones:

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

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

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

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

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

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

$$L' = L^*$$

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

$$b' = b^*$$

Como se observa,  $a'$  es una modificación del eje  $a^*$  de CIELAB, con el fin de lograr un mejor acuerdo con las diferencias de color percibidas para los colores de bajo croma, 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.

Y los otros términos de la ecuación CIEDE2000 se definen con las siguientes expresiones matemáticas:

$$\begin{aligned} \bar{L}' &= (L_1^* + L_2^*)/2 \\ \bar{C}' &= (C_1' + C_2')/2 \\ \bar{h}' &= \begin{cases} \frac{h_1' + h_2'}{2} & |h_1' - h_2'| \leq 180^\circ; \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' + 360^\circ}{2} & |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad h_1' + h_2' < 360^\circ \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ \frac{h_1' + h_2' - 360^\circ}{2} & |h_1' - h_2'| > 180^\circ; \quad h_1' + h_2' \geq 360^\circ \quad C_1' C_2' \neq 0 \\ h_1' + h_2' & C_1' C_2' = 0 \end{cases} \\ T &= 1 - 0.17 \cos(\bar{h}' - 30^\circ) + 0.24 \cos(2\bar{h}') + 0.32 \cos(3\bar{h}' + 6^\circ) - 0.20 \cos(4\bar{h}' - 63^\circ) \\ \Delta\theta &= 30 \exp \left\{ - \left[ \frac{\bar{h}' - 2.75^\circ}{25} \right]^2 \right\} \\ R_c &= 2 \sqrt{\frac{\bar{C}'^7}{\bar{C}'^7 + 25^7}} \\ S_L &= 1 + \frac{0.015(\bar{L}' - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L}' - 50)^2}} \\ S_c &= 1 + 0.045\bar{C}' \\ S_H &= 1 + 0.015\bar{C}' T \\ R_T &= -\sin(2\Delta\theta)R_c \end{aligned}$$

Actualmente existe en la literatura odontológica estudios sobre la correlación entre los valores de diferencia de color obtenidos con  $\Delta E^*_{ab}$  y CIEDE2000. Lee Y.K. (2005b) y Pérez M.M. y cols. (2007) encontraron una correlación significativa entre  $\Delta E^*_{ab}$  y  $\Delta E_{00}$  después de la fotopolimerización ( $r^2=0.95$  y  $p<0.0001$ )

### III.6. EVALUACIÓN DE TRANSLUCIDEZ

Las resinas compuestas a imitación del diente natural tienen que ser materiales translúcidos, así la translucidez en las resinas compuestas contribuye a una mejor mimetización de la restauración con el tejido dental circundante, además de brindarle vitalidad a la restauración dental.

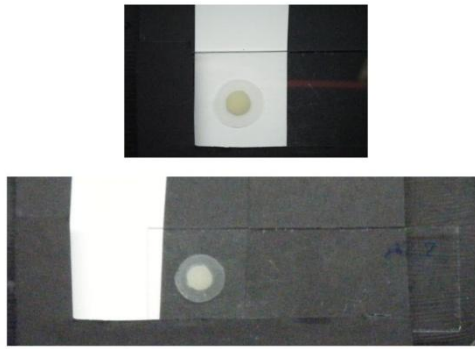
Una de las dificultades que se encuentran para la especificación de la translucidez en estos materiales, es que ésta varía con la longitud de onda. Algunos autores (Johnston W.M y Reisbick M.H., 1997) proponen la determinación de la translucidez a partir de un único parámetro (TP) y que se define a partir 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. Si el material es absolutamente opaco, el valor de TP es cero, así, mientras mayor sea el valor de TP el material será más translucido. Dicho parámetro se determina de acuerdo a la siguiente expresión:

74

$$TP = \left[ \left( L_B - L_N \right)^2 + \left( a_B - a_N \right)^2 + \left( b_B - b_N \right)^2 \right]^{1/2}$$

donde, los subíndices B y N corresponden al fondo blanco y fondo negro respectivamente.

Las medidas del parámetro TP se realizaron tanto para muestras pre y post fotopolimerización. La diferencia de color se calculó a partir de las medidas, de una misma muestra, sobre las máscaras acromáticas antes citadas (Figura III.9).



**Figura III.9.** Especímenes sobre fondo blanco y negro respectivamente

### III.7. EVALUACIÓN DE LA OPALESCENCIA

Análogamente al parámetro de translucidez, recientemente se han definido parámetros de opalescencia (OP) a partir de las coordenadas cromáticas en CIELAB,  $a^*$  y  $b^*$ . Trabajos previos (Lee Y.K. y cols. 2005b; Lee Y.K. y cols., 2006; Lee Y.K. y Yu B., 2007) definen y estiman los valores del parámetro de opalescencia (OP) a partir de la transmitancia y reflectancia espectral de la muestra. Para ello utilizan un espectrofotómetro de reflexión equipado con una esfera integradora, la iluminación utilizada fue UV y el componente especular de reflexión incluido (geometría SCI).

El parámetro OP se define conforme a la siguiente expresión:

$$OP = \left[ (t_T - a_R)^2 + (t_T - b_R)^2 \right]^{1/2}$$

donde los subíndices  $T$  y  $R$  indican los valores por transmitancia y reflectancia, respectivamente.

Posteriormente, Ardu S. y cols. (2008) en un estudio *in vivo* para la evaluación clínica de las propiedades estéticas de los incisivos, utilizando un espectrofotómetro dental, proponen y validan una nueva fórmula para determinar la opalescencia a partir de las coordenadas de cromaticidad medidas con un fondo blanco y un fondo negro, de forma similar a la

empleada para la obtención del parámetro de translucidez. De acuerdo a la experiencia de los autores se necesitan menos de 20 minutos para obtención de los datos clínicos, por lo cual es un método sencillo y aplicable para un gran número de sujetos. Una de las conclusiones de dicho trabajo de investigación es que las fórmulas propuestas son útiles y aplicables para el futuro desarrollo de materiales restauradores estéticos. Las expresiones matemáticas utilizadas fueron las siguientes:

$$Opalescencia_1 = \left[ k_B - a_N \right] + \left[ k_B - b_N \right]^{1/2}$$

Tomando en cuenta solo la coordenada b\*:

$$Opalescencia_2 = \left[ k_B - b_N \right]^{1/2}$$

donde,  $k_B$  y  $b_N$  corresponden al fondo blanco y fondo negro respectivamente.

76

Para obtener los valores de opalescencia, decidimos utilizar la formula de Ardu S.y cols. (2008) ya que puede ser empleado el mismo dispositivo que para la medida del parámetro TP. Se realizaron las medidas a los especímenes pre y post fotopolimerización. Al igual que en procedimientos anteriores, primero se medían las muestras pre fotopolimerizadas, y tras el fraguado la muestra repetían las medidas siguiendo el mismo procedimiento.

### III.8. CÁLCULO DE LOS COEFICIENTES DE SCATTERING Y ABSORCIÓN DE KUBELKA-MUNK

El coeficiente de *scattering* de Kubelka-Munk (S) y el coeficiente de absorción de Kubelka-Munk (K) se han calculado algebraicamente de los datos de reflectancia espectral obtenidos de cada muestra de resina compuesta utilizando las ecuaciones de Kubelka-Munk (K-M) descritas a continuación.

Las constantes ópticas secundarias ( $a$  y  $b$ ) fueron calculadas a partir de los valores de la reflectancia espectral obtenidos experimentalmente con el fondo negro y con el fondo blanco mediante las expresiones:

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

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

donde  $R_g$  es la reflectancia del fondo blanco,  $R_0$  es la reflectancia de la muestra con el fondo negro y  $R$  es la reflectancia de la muestra con el fondo blanco. El coeficiente de *scattering* ( $S$ ) por unidad de espesor de los materiales se define como:

$$S(\text{mm}^{-1}) = \frac{1}{bX} \text{arctgh}[(1 - aR_0)/bR_0]$$

donde  $X$  es el espesor real de la muestra, *arctgh* es la arcocotangente hiperbólica inversa. En las fórmulas que se utilizan en la práctica,  $S$  siempre se emplea junto con el espesor  $X$  de la muestra, es decir, como el producto  $SX$  denominado el poder de *scattering* de la muestra. El coeficiente de absorción ( $K$ ) se calcula como:

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

y la transmitancia se define como:

$$T(X) = b / (a \cdot \sinh(bSX) + b \cdot \cosh(bSX))$$

Finalmente, como se ha explicado en el Capítulo I, la relación entre el coeficiente de absorción de K-M y el coeficiente de absorción de transporte  $\mu_a$ , está dada por la siguiente expresión:

$$K = 2\mu_a$$

Para el coeficiente de *scattering*  $\mu_s$  se puede obtener una relación con S K-M a partir de la siguiente expresión matemática:

$$S = y\mu'_s - x\mu_a$$

donde  $x = 0$ ;  $y = \frac{3}{4}$

$$S = \frac{3}{4}\mu'_s$$

$$\mu'_s \equiv \mu_s(1 - g)$$

Finalmente, se expone la técnica de laboratorio utilizada para la evaluación de las partículas del relleno inorgánico, el programa informático y el procedimiento utilizado para el estudio del tamaño y distribución de las partículas del relleno inorgánico.

### **III.9. EVALUACIÓN MORFOLÓGICA DE LAS PARTÍCULAS DEL RELLENO INORGÁNICO**

#### **III.9.1. Microscopio electrónico de barrido de alta resolución**

La nueva generación de microscopios electrónicos de barrido esta representada por los microscopios de alta resolución, conocidos como Fe-SEM (Field Emission Scanning Electron Microscope), con los que se pueden obtener imágenes con un mayor aumento con y mejor resolución. Uno de los avances conseguidos es la disminución del vacío necesario para el desplazamiento rectilíneo de los electrones dentro de la columna con los que se generan las imágenes de nuestras muestras. Así, podemos encontrar los microscopios de bajo vacío y los últimos, llamados ambientales, que posibilitan la visualización de muestras resolventes de mayor uso en muestras biológicas y muestras de biomateriales.

---

Previo al análisis microscópico, todas las muestras necesitan un tratamiento de deshidratación que les proporciona estabilidad en medios de vacío. Es necesario que no contaminen la columna y que proporcionen estabilidad en el tiempo. Por ello, los tratamientos son invasivos e irreversibles. En este estudio se utilizó el microscopio electrónico de barrido de alta resolución modelo Gemini (LEO Alemania) que se encuentra en el Centro de Instrumentación Científica de la Universidad de Granada (Figura III.10), dotado de:

- Fuente de electrones por emisión de campo tipo Schottky (cátodo caliente)
- Tensión de aceleración de 0,1Kv a 30Kv
- Tres rangos de aumentos de 20x a 500kx
- Imágenes de alta calidad y resolución a bajos voltajes de operación y control digital de todas las funciones
- Detector de SE in-lens, con resolución de 3nm a 1kv y WD de 2mm
- Sistema de Microanálisis por EDX, INCA-200 de OXFORD
- Sistema de Difracción por EBSD, CRYSTAL-300 de OXFORD

Las imágenes digitales obtenidas con el Fe-SEM, proporcionan información morfológica y cualitativa, y con la ayuda de algunos procedimientos digitales (como pueden ser el tratamiento y el análisis de la imagen) se puede lograr extraer algunos datos semi-cuantitativos, pero este tipo de datos son indirectos, y muchas veces no proporcionan toda la información necesaria para un estudio.



**Figura III.10.** Fe-SEM (Centro de Instrumentación Científica de la Universidad de Granada)



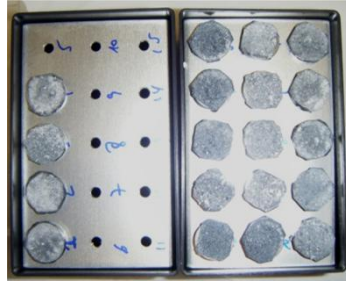
Para obtener imágenes del relleno inorgánico de las resinas compuestas dentales, previamente se ha de separar, para cada muestra, la matriz orgánica de las partículas del relleno inorgánico. Habitualmente, para este tipo de materiales, esta separación se hizo por medio de una disolución, para ello, se colocó 0.5gr de cada una de las resinas compuestas estudiadas en un tubo de ensayo y se disolvió en acetona pro analysi. Se mezcló en un agitador de ultrasonido y se centrifugó durante 30 minutos a 3000 rpm. La solución remanente de acetona y resina disuelta fue aspirada cuidadosamente, mediante una pipeta de aspiración sin agitar las partículas del relleno depositadas en el fondo del envase por el centrifugado. Este procedimiento se repitió una segunda vez para eliminar completamente la matriz orgánica de las resinas. El líquido remanente fue nuevamente extraído y las partículas del relleno secadas a una temperatura constante de 37°C durante 12 horas. Finalmente, el polvo obtenido se introdujo en el agitador de ultrasonido para reducir la aglomeración de las partículas (Willems G. y cols., 1992) (Figura III.11).

80



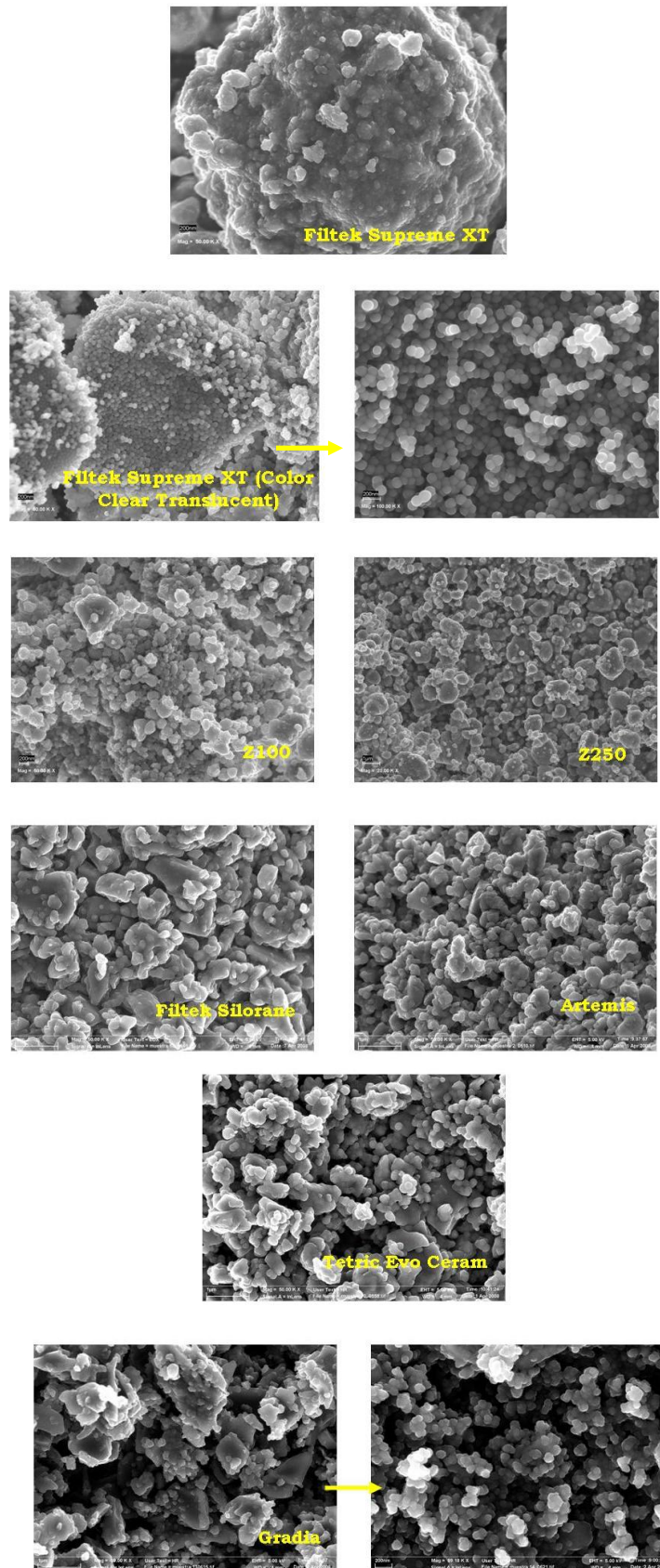
**Figura III.11.** Relleno inorgánico disuelto

Para la toma de imágenes con el Fe-SEM, este conjunto de partículas se adhieren a los portamuestras metálicos con pasta de carbono (Figura III.12), y se metalizan por cubrimiento con oro-paladio a 10mÁ durante cuatro minutos, dentro de la unidad de cobertura Polaron E-5000 (Polaron – Equipment, Watford, Inglaterra).



**Figura III.12.** Montaje de las partículas de relleno para la microscopía electrónica

Para asegurarnos, de cara al análisis de imagen, de poder trabajar con la mejor imagen (representativa para el material), se han tomado imágenes de cada muestra a distintas ampliaciones (10000x, 20000x, 50000x y 100000x). A modo de ejemplo la Figura III.13 muestra algunas de las imágenes digitales obtenidas con el microscopio. Todas las imágenes que se muestran tienen un aumento de 50000x, excepto la de resina compuesta Z250 que es de 20000x.



**Figura III.13.** Imágenes digitales de relleno inorgánico de las diferentes resinas compuestas estudiadas en la presente Tesis Doctoral

---

---

### III.9.2. Programa Informático ImageJ

En trabajos anteriores de nuestro laboratorio de investigación (Ghinea R, 2008) se estudió y validó el uso del programa informático ImageJ para el análisis de imagen y la evaluación cuantitativa de las partículas del relleno inorgánico de las resinas compuestas.

El programa ImageJ fue creado por Wayne Rasband del National Institute of Health (NIH, EEUU). Es un programa de dominio público y libre distribución, generado en lenguaje Java y que funciona en el entorno Windows. Se trata de un programa muy dinámico, capaz de funcionar sin demasiadas dificultades incluso en ordenadores con una configuración no muy potente.

Para realizar la segmentación de la imagen digital se activa la ventana del histograma de gris que permite seleccionar y trabajar con dos umbrales separadamente (el umbral inferior y el umbral superior de gris). La binarización sigue el criterio de asignar el color negro (nivel 0) al valor lógico 1 y el color blanco (nivel 255) al valor lógico 0. No obstante, se puede seleccionar de manera invertida por el usuario antes de que la función de binarización concluya. Una opción interesante de la función de segmentación de ImageJ es que se pueden seleccionar los umbrales y dejar la selección como máscara sobreimpresa, lo que es interpretado por el programa como una máscara binaria utilizable para la obtención de parámetros densitométricos (nivel de gris medio, valor medio de gris o centro de masa).

Aunque el programa dispone, por defecto, de las operaciones de procesado de imagen más corrientes (suavizado, realce, marcado de bordes), se puede emplear un filtro genérico que contiene un editor con el que el usuario puede utilizar la matriz de coeficientes de cualquier filtro a voluntad.

En el apartado del procesado de imagen binaria, podemos encontrar las principales operaciones de erosión y dilatación, junto con las correspondientes operaciones combinadas de apertura y cierre, o la operación de esqueletizado. Este apartado incluye la obtención del mapa de distancias euclídeas y el

último píxel erosionable. A pesar de ello, el escalado de la imagen tanto lineal como densitométrico es muy sencillo de realizar y muy preciso. La posibilidad de marcar regiones de interés en la imagen permite realizar los procesos de análisis sobre ventanas de trabajo que respetan el resto de la imagen no seleccionada. Se pueden encontrar en la página oficial del programa una gran cantidad de rutinas compiladas (plug-ins) que son un excelente complemento para poder extender más aún el uso de ImageJ.

Dentro del menú de análisis de partículas, se encuentra la herramienta de medida que incluye como opción el relleno de agujeros. Además de contar las partículas que hay en la imagen, el programa calcula automáticamente parámetros como: área, perímetro, diámetro Feret, circularidad, área ocupada por partículas, etc. La tabla de resultados es un fichero .xls que se puede trabajar y exportar fácilmente y del que se pueden sacar otros nuevos parámetros (distribuciones,  $d_{90}$ , etc). La Figura III.14 muestra un ejemplo de tipo de parámetros morfológicos que se pueden medir con el software y una tabla de resultados.

84

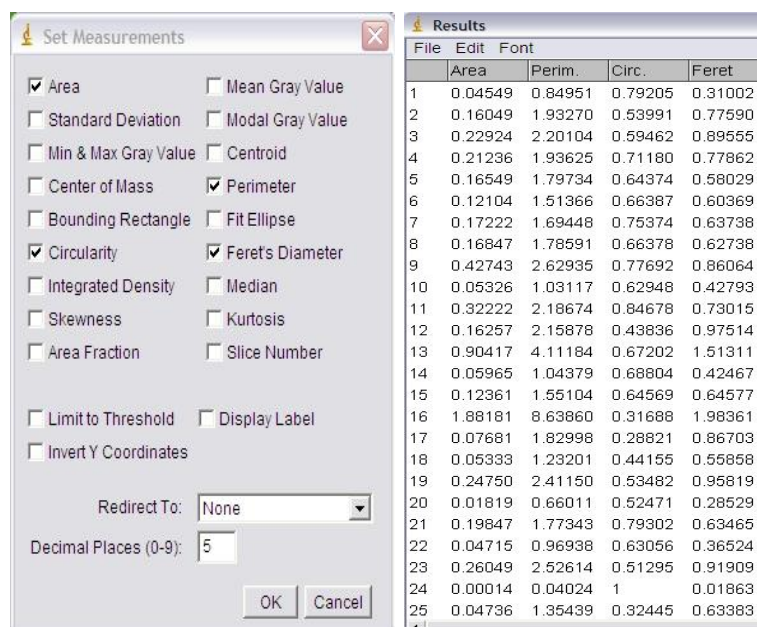
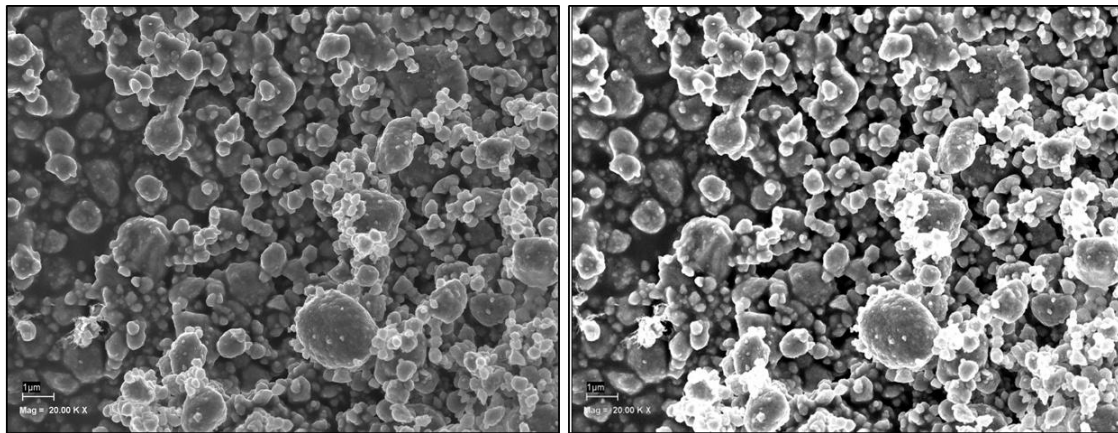


Figura III.14. Ejemplo de medidas y resultados obtenidos con el software ImageJ

---

La imagen que nos proporciona el Fe-SEM es una imagen en escala de grises con un tamaño de 2048x1536 píxeles (longitud x anchura) a una resolución de 128 píxeles/cm. Los píxeles de la pantalla se encienden con una intensidad proporcional al valor numérico con el que se digitalizó. A estas fotografías se le aplica un procesado de imagen con el fin de poder observar mejor los detalles, tal y como se muestra en la Figura III.15.



**Figura III.15.** Ejemplo de imagen antes y después del procesado

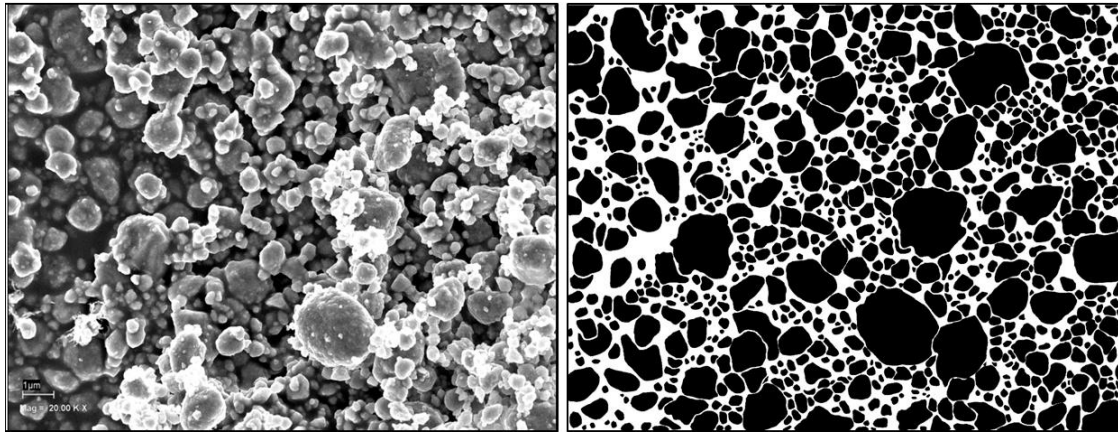
Normalmente, cuando se trata de aplicar un procedimiento de análisis de imagen sobre una imagen digital, se buscan imágenes en las cuales el fondo tiene un nivel de gris sobre el que contrastan los objetos. Puede que esto parezca una simpleza pero no lo es en absoluto, ya que, sirviéndonos de esa propiedad, podemos separar lo que son los objetos de lo que es el fondo e, incluso, separar unos objetos de otros en función del nivel de gris que cada uno tenga. La manera más sencilla de proceder será indicarle al ordenador que estudie los valores de gris de la matriz de información y que marque aún más las diferencias entre fondo y objetos, poniendo todo el fondo blanco y los objetos en negro (proceso conocido como binarización). La mayoría de los programas de análisis de imagen disponen de una herramienta que permite al usuario comprobar si se están seleccionando adecuadamente los elementos de interés. Se trata de la superposición de una máscara de color intenso que marca, precisamente, los píxeles que se encuentran dentro del rango que se está seleccionando. Esta máscara es transitoria y aparece solamente durante

el proceso de segmentación. Cuando ha concluido la operación, el resultado es una nueva imagen con tan sólo dos niveles de gris.

En la práctica, como el nivel de gris del fondo no es siempre constante y tampoco es muy diferente de los niveles de gris de los objetos, para poder distinguir los objetos del fondo y los objetos entre ellos se tiene que recurrir a una selección manual de estos.

En nuestro caso, esta selección manual se ha llevado a cabo empleando una tabla digitalizadora (CadBoy Drawing Tablet, NGS Technology), un lápiz óptico y el programa de análisis de imágenes ImageJ. Una vez concluida la selección, se han separado perfectamente los objetos ("zonas de interés") del fondo.

En el caso que nos ocupa podemos asignar el valor 1 a los objetos y 0 al fondo. Nosotros hemos adoptados el criterio de presentar los fondos blancos y los elementos seleccionados negros porque el programa informático que hemos utilizado interpreta exclusivamente los objetos como las regiones negras de la imagen, aunque debemos advertir que esto no es un criterio general en todos los programas de análisis de imagen e incluso algunos de ellos adoptan el criterio contrario. Una vez concluido el proceso de segmentación y selección de partículas, la imagen se muestra como un fondo homogéneo blanco sobre el que se dibujan los objetos de manera contrastada (negros). Esta nueva imagen se puede interpretar como una imagen binaria, ya que aparecen únicamente dos estados posibles de información. (Figura III.16).

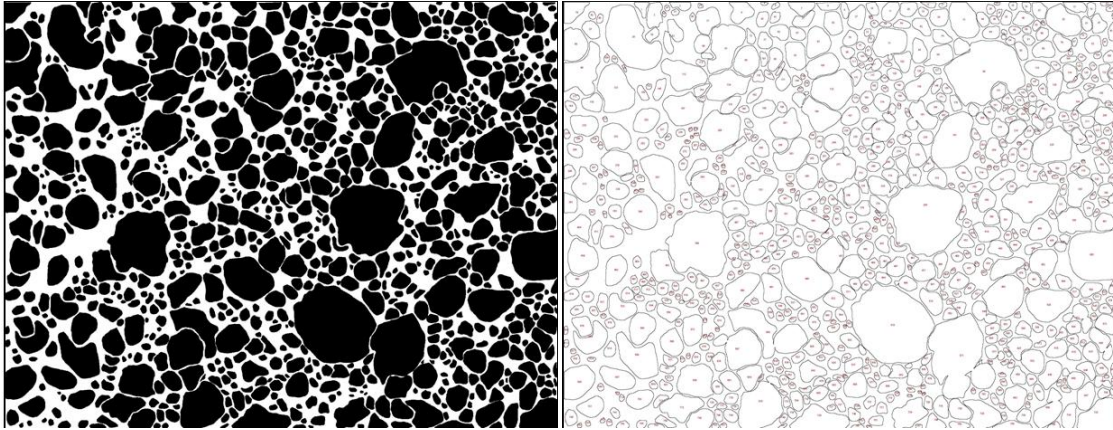


**Figura III.16** Imagen antes y después de la binarización

A partir de la imagen binaria se puede realizar un reconocimiento de los objetos presentes, su posición relativa y su número. Es necesario que el ordenador cuente con algún medio con el que pueda identificar cada elemento de la matriz. Para nosotros cada conjunto de píxeles oscuros es un objeto. Para el ordenador, que estudia la matriz de información (en la que se ha convertido la imagen), no es más que un conjunto de puntos, cada uno con un valor numérico igual a uno.

Para que el ojo del observador perciba adecuadamente el resultado de la selección, el programa de análisis de imagen identifica cada uno de los objetos seleccionados empleando una función que se denomina etiquetado. En nuestro caso se hace un perfilado de cada estructura con un trazo de color alrededor de todo su perímetro. No es más que una forma de facilitar al usuario una herramienta para comprobar el resultado de todo el proceso (Figura III.17).





**Figura III.17.** La imagen binaria y su etiquetado correspondiente

Aplicar el etiquetado sirve también para comprobar si algunos objetos han quedado unidos y son reconocidos por el ordenador como un único objeto. Si ocurre esto tenemos que utilizar una herramienta que permite romper las uniones y reconstruir los objetos originales.

El tamaño de las partículas es la suma de todos los píxeles que las constituyen y, si sabemos cuál es tamaño real de un píxel (la escala), el tamaño final es un simple producto, aunque el programa utilizado permite un escalado previo del píxel con el fin de proporcionar directamente las medidas en las unidades que el usuario está acostumbrado a manejar. El sistema de análisis de imagen determina un punto característico para cada elemento (generalmente el primer píxel del objeto) que se suele denominar la coordenada característica del objeto. A partir de aquí comienza el análisis.

En la figura III.18. presentamos un conjunto de parámetros (área, perímetro y diámetro) que el programa ImageJ puede determinar para cada objeto de la imagen. Otros parámetros, como por ejemplo el factor de forma circular, se obtienen a partir de los tres primeros por medio de varias operaciones.

Results				
File	Edit	Font		
	Area	Perim.	Circ.	Feret
1	0.04549	0.84951	0.79205	0.31002
2	0.16049	1.93270	0.53991	0.77590
3	0.22924	2.20104	0.59462	0.89555
4	0.21236	1.93625	0.71180	0.77862
5	0.16549	1.79734	0.64374	0.58029
6	0.12104	1.51366	0.66387	0.60369
7	0.17222	1.69448	0.75374	0.63738
8	0.16847	1.78591	0.66378	0.62738
9	0.42743	2.62935	0.77692	0.86064
10	0.05326	1.03117	0.62948	0.42793
11	0.32222	2.18674	0.84678	0.73015
12	0.16257	2.15878	0.43836	0.97514
13	0.90417	4.11184	0.67202	1.51311
14	0.05965	1.04379	0.68804	0.42467
15	0.12361	1.55104	0.64569	0.64577
16	1.88181	8.63860	0.31688	1.98361
17	0.07681	1.82998	0.28821	0.86703
18	0.05333	1.23201	0.44155	0.55858
19	0.24750	2.41150	0.53482	0.95819
20	0.01819	0.66011	0.52471	0.28529
21	0.19847	1.77343	0.79302	0.63465
22	0.04715	0.96938	0.63056	0.36524
23	0.26049	2.52614	0.51295	0.91909
24	0.00014	0.04024	1	0.01863
25	0.04736	1.35439	0.32445	0.63383

**Figura III.18** Tabla de resultados proporcionada por el software ImageJ

Una vez que se han realizado las medidas, se deben analizar los resultados para tomar algún tipo de decisión o para realizar alguna clasificación, ya que del estudio de los datos no se suelen deducir fácilmente conclusiones. Es preciso acometer un análisis que nos lleve a unas pocas conclusiones, lo más comprensibles y útiles posibles, para saber qué hacer tras el estudio. Por esta razón, los programas de análisis de imagen suelen incluir aplicaciones para el análisis estadístico de los datos, o permiten almacenar las tablas de datos con formatos compatibles para su procesado con otros programas analíticos. En nuestro caso, el programa nos permite hacer la distribución sobre 100% de cada uno de los parámetros medidos, como también exportar los ficheros de resultados a otro programa, para poder evaluarlos.

### III.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para realizar una comparación global entre materiales hemos utilizado el test estadístico de Kruskal-Wallis. Este es un test no paramétrico utilizado para comprobar si dos muestras o medidas provienen de la misma distribución. Las hipótesis nulas utilizadas en este test son:

- 1) El relleno inorgánico no influye en las características colorimétricas del material
- 2) La matriz orgánica no influye en las características colorimétricas del material. Una vez hecha dicha comparación, se realizó una comparación entre pares para evaluar si existían diferencias entre los diferentes shades evaluados. Para este estudio se empleó la prueba estadística de Mann-Whitney. Finalmente, y para completar el estudio colorimétrico, evaluamos si existían diferencias tras la fotopolimerización, para este fin se empleó la prueba estadística de Wilcoxon.

90

Para completar el estudio y comprobar que las diferencias entre materiales, shades y tras la fotopolimerización son uniformes para todas las longitudes de onda, hemos calculado el coeficiente VAF (Variance Accounting For) con la desigualdad de Cauchy Schwarz, mediante la expresión:

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

donde  $a_k$  es el valor de la absorción o del *scattering* para cada longitud de onda y  $b_k$  es el equivalente para la otra medida a comparar. Una medida cercana al 100% significa que las dos curvas son muy similares.

---

# ***Capítulo IV: Resultados y Discusión***



A continuación se expondrán los resultados más significativos de nuestro estudio de acuerdo a los objetivos planteados.

En primer lugar, se exponen los resultados colorimétricos obtenidos para cada marca comercial y shade de las resinas compuestas estudiadas y se evaluarán los parámetros de opalescencia y translucidez, determinados a partir de las coordenadas de cromaticidad.

A continuación, se expondrán los resultados más relevantes del análisis morfológico del relleno inorgánico, y finalmente, se mostrarán los resultados correspondientes a otras propiedades ópticas objeto de estudio: *scattering*, absorción, transmitancia y penetración óptica.

#### **IV.1. RESULTADOS COLORIMÉTRICOS**

Como se ha comentado en el Capítulo I, el estudio y medida del color, así como la especificación del shade, tienen un objetivo común, lograr que los biomateriales restauradores tengan características físicas similares al diente, obteniendo una mejor mimetización de la restauración al diente adyacente. En ese sentido, en primer lugar, caracterizaremos cromáticamente a los materiales estudiados. Para ello, describiremos y analizaremos las coordenadas cromáticas obtenidas pre y post fotopolimerización para cada uno de los materiales estudiados. También evaluaremos las diferencias de color CIELAB y CIEDE2000 entre las resinas pre y post fotopolimerizadas, entre shades de una misma marca comercial, y entre los mismos shades de diferentes marcas comerciales.

De acuerdo a los objetivos planteados en la presente Tesis doctoral, en el análisis y posterior discusión de los resultados se hará hincapié en establecer una comparación entre las resinas compuestas “universales” y los nuevos materiales de restauración dental, nanocomposites y silorane. Cabe recordar que el nanocomposite estudiado es denominado comercialmente

como Filtek™ Supreme XT y el silorane estudiado es el denominado Filtek™ Silorane. Ambos son materiales de restauración dental completamente diferentes entre sí, tanto en relleno inorgánico como matriz orgánica.

La Tabla IV.1. muestra los valores medios de las coordenadas cromáticas pre y post fotopolimerización para cada uno de los materiales estudiados y su diferencia de color usando las fórmulas CIELAB y CIEDE2000.

	Gradia					Filtek Supreme					Z100				
	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$
<b>A1</b> Pre	-4,25	9,01	72,79			-5,03	5,73	73,11			-5,16	5,2	71,39		
<b>A1</b> Post	-0,97	10,28	76,98	<b>5,46</b>	<b>5,32</b>	-3,72	4,72	75,36	<b>2,79</b>	<b>2,31</b>	-1,83	9,25	78,91	<b>9,16</b>	<b>7,73</b>
<b>A2</b> Pre	-3,66	10,56	70,42			-4,40	9,43	71,85			-4,55	7,43	71,49		
<b>A2</b> Post	0,30	13,75	75,03	<b>7,86</b>	<b>6,61</b>	-3,48	6,08	75,36	<b>4,93</b>	<b>3,5</b>	-1,10	12,73	77,79	<b>8,92</b>	<b>7,64</b>
<b>A3</b> Pre	-3,50	14,35	70,25			-3,63	10,28	70,89			-3,77	10,24	70,47		
<b>A3</b> Post	1,01	18,96	74,48	<b>7,71</b>	<b>6,89</b>	-1,71	10,02	72,73	<b>2,67</b>	<b>2,75</b>	0,82	17,45	76,97	<b>10,73</b>	<b>8,96</b>
<b>A3.5</b> Pre	-2,66	16,35	69,44			-2,66	14,54	69,27			-4,14	11,94	70,33		
<b>A3.5</b> Post	0,66	19,37	71,48	<b>4,94</b>	<b>4,54</b>	0,57	18,25	72,6	<b>5,94</b>	<b>5,19</b>	0,29	19,45	74,85	<b>9,83</b>	<b>8,03</b>
<b>B2</b> Pre	-5,00	12,18	72,41			-1,52	12,42	74,72			-4,45	7,16	72,08		
<b>B2</b> Post	-2,32	14,74	76,26	<b>5,34</b>	<b>4,74</b>	-3,92	11,12	70,63	<b>4,91</b>	<b>4,43</b>	-1,18	12,35	78,34	<b>8,76</b>	<b>7,45</b>
<b>T</b> Pre	-3,25	4,38	76,17			-2,44	11,11	79,99			-5,33	6	71,98		
<b>T</b> Post	5,86	5,4	72,28	<b>4,81</b>	<b>4,15</b>	-1,51	7,81	80,83	<b>3,53</b>	<b>2,54</b>	-2,24	8,45	77,96	<b>7,17</b>	<b>6,22</b>

	Z250					Artemis					Tetric Evo Ceram				
	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$
<b>A1</b> Pre	-4,66	6,70	71,48			-4,35	5,29	73,55			-3,98	8,87	70,18		
<b>A1</b> Post	-2,63	7,49	75,34	<b>4,42</b>	<b>3,88</b>	-2,63	5,75	75,41	<b>2,57</b>	<b>2,57</b>	-1,88	8,65	75,38	<b>5,61</b>	<b>4,67</b>
<b>A2</b> Pre	-4,74	7,94	71,55			-4,30	7,73	71,03			-3,46	12,12	69,77		
<b>A2</b> Post	-1,74	11,54	76,99	<b>7,18</b>	<b>6,27</b>	-1,01	12,23	76,46	<b>7,77</b>	<b>6,86</b>	-0,00	15,02	74,93	<b>6,85</b>	<b>6,2</b>
<b>A3</b> Pre	-3,63	11,22	69,30			-4,59	10,67	71,56			-3,69	12,73	69,16		
<b>A3</b> Post	-1,75	12,26	71,44	<b>3,03</b>	<b>3,01</b>	-2,05	15,08	74,70	<b>5,97</b>	<b>5,09</b>	-1,33	13,38	73,77	<b>5,22</b>	<b>4,59</b>
<b>A3.5</b> Pre	-3,93	12,85	69,05			-1,90	16,81	70,71			-2,33	18,7	68,43		
<b>A3.5</b> Post	-0,98	16,24	72,41	<b>5,60</b>	<b>5,06</b>	4,30	26,16	74,03	<b>11,70</b>	<b>8,15</b>	1,20	23,72	72,01	<b>7,11</b>	<b>5,34</b>
<b>B2</b> Pre	-4,58	7,88	70,91			-4,75	11,12	72,06			-3,82	14,18	69,8		
<b>B2</b> Post	-2,76	7,42	73,24	<b>2,99</b>	<b>2,77</b>	-2,29	15,21	75,58	<b>5,92</b>	<b>5,00</b>	-0,25	18,91	75,6	<b>8,29</b>	<b>6,81</b>
<b>T</b> Pre	-4,63	6,23	70,12			-4,82	3,75	72,24			-4,72	6,32	70,43		
<b>T</b> Post	-1,63	8,42	77,11	<b>7,91</b>	<b>6,73</b>	-2,10	3,64	78,13	<b>6,49</b>	<b>5,42</b>	-2,55	5,68	76,83	<b>6,78</b>	<b>5,4</b>

	Filtek Silorane				
	a*	b*	L*	$\Delta E^*_{ab}$	$\Delta E_{00}$
<b>A2</b> Pre	-4,16	13,36	74,31		
<b>A2</b> Post	-0,73	16,51	75	<b>4,71</b>	<b>4,99</b>
<b>A3</b> Pre	-2,60	14,39	72,14		
<b>A3</b> Post	-0,29	14,08	71,63	<b>2,39</b>	<b>2,87</b>
<b>B2</b> Pre	-4,49	11,96	73,99		
<b>B2</b> Post	-2,22	13,14	75,41	<b>2,92</b>	<b>3,12</b>
<b>C2</b> Pre	-3,60	15,51	71,15		
<b>C2</b> Post	-1,40	16,04	69,35	<b>2,88</b>	<b>2,97</b>

**Tabla IV.1.** Coordenadas cromáticas pre y post fotopolimerización y diferencias de color CIELAB y CIEDE2000

Respecto a las coordenadas cromáticas ( $a^*$ ,  $b^*$  y  $L^*$ ) pre y post fotopolimerización se observa que, la coordenada  $a^*$  sufre un incremento de sus valores cuando la resina compuesta es fotopolimerizada, excepto en el caso concreto del shade B2 de Filtek™ Supreme XT. Para la coordenada  $b^*$  los valores tras la fotopolimerización generalmente aumentan, excepto; para la mayoría de los shades evaluados de Filtek™ Supreme XT (menos el shade A3.5), el shade B2 de Z250, el shade translúcido de Artemis®, los shades A1 y translúcido de Tetric Evo Ceram®, y el shade A3 de Filtek™ Silorane. Finalmente, respecto a la coordenada  $L^*$ , al igual que las coordenadas anteriores los valores, generalmente aumentan cuando la resina compuesta es fotopolimerizada, excepto para el shade B2 de Filtek™ Supreme XT, el shade translúcido de Gradia Direct y los shades A3 y C2 de Filtek™ Silorane.

En general, para las resinas compuestas “universales” y silorane (excepto el shade A3), el proceso fotoquímico de la fotopolimerización conlleva un aumento en los valores de las coordenadas cromáticas, es decir, las resinas compuestas se vuelven más saturadas y más luminosas. Sin embargo, los nanocomposites (Filtek™ Supreme XT, excepto el shade A3.5) generalmente aumentan sus valores de la coordenada  $a^*$  y  $L^*$  y disminuyen los valores de la coordenada  $b^*$ , es decir, viran hacia los rojos, son más luminosos y menos amarillos. Cabe destacar que en caso concreto del shade B2, los valores de las coordenadas  $a^*$ ,  $b^*$  y  $L^*$  disminuyen.

En general, nuestros resultados para resinas compuestas “universales” y siloranes (excepto el shade A3 Filtek™ Silorane) no concuerdan con los descritos por Kim I.J. y Lee Y.K. (2007), quienes reportan un descenso generalizado en los valores de las coordenadas  $L^*$  y  $b^*$  después de la fotopolimerización. Sin embargo, en general, los nanocomposites y el shade A3 de Filtek™ Silorane si presentan un comportamiento similar al estudio antes mencionado con respecto a la coordenada  $b^*$ . El diferente comportamiento en cuanto a la coordenada  $L^*$  podría venir justificado por el tipo de material estudiado, como señalan estudios previos (Pérez M.M. y cols., 2007).



La selección inicial del shade de una resina compuesta al diente adyacente es muy importante para el éxito clínico de la restauración dental, una vez que se ha obtenido una selección adecuada, esta debería mantenerse después de la fotopolimerización y a lo largo del tiempo. Como hemos podido observar en los resultados anteriores, existe un cambio en los valores de las coordenadas cromáticas cuando las resinas compuestas son fotopolimerizadas. En este sentido, el rango de las diferencia de color tras este proceso es de 2.39 unidades CIELAB (A3 Filtek™ Supreme XT) a 10.73 unidades CIELAB (A3 Z250™) y el rango de diferencia de color CIEDE2000 es de 2,31 unidades (A1 Filtek™ Supreme XT) a 8,96 unidades (A3 Z100™). En una primera aproximación, los valores de  $\Delta E^*_{ab}$  obtenidos generalmente, son mayores de 2,7 unidades CIELAB, es decir, se corresponden con diferencias de color consideradas clínicamente no aceptables (Ragain J.C. y Jhonston W.M., 2000), excepto para los shades A3 Filtek™ Silorane, A3 Filtek™ Supreme XT y A1 Artemis®.

96

Estudios recientes (Pérez M.M. y cols., 2007) indican la adecuación de la formula CIEDE2000 para evaluar las diferencias de color en Odontología. Sin embargo, hasta la actualidad no hay resultados fiables sobre umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad usando la formula CIEDE2000 para comparar con las diferencias de color obtenidas en nuestros resultados. En este contexto, se deberían desarrollar futuros trabajos en relación a este tema.

Nuestros resultados concuerdan con Eldiwany M. y cols. (1995) y Lee Y.K. y cols. (2001), en que las resinas compuestas sufren un cambio cromático superiores al umbral de perceptibilidad y aceptabilidad determinados para materiales de restauración dental al ser fotopolimerizados, así como durante su envejecimiento.

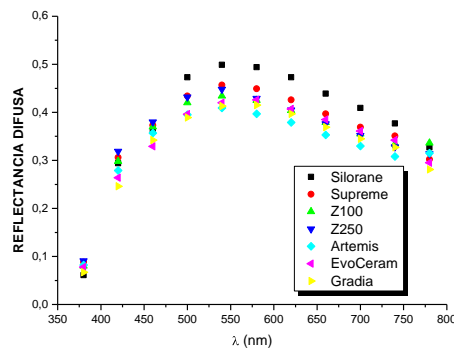
Cabe destacar que los estudios antes mencionados se realizaron con las resinas denominadas universales, es decir, dimetacrilatos con partículas de relleno de tamaño del orden de las micras. Por tanto, es de gran interés conocer, si el comportamiento en cuanto al cambio cromático tras la

---

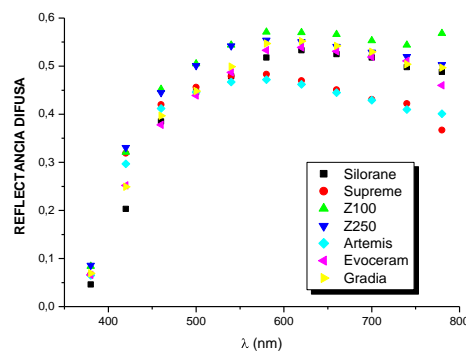
fotopolimerización de los nuevos materiales dentales (nanocomposites y siloranes), es similar o difiere respecto al de dichas resinas compuestas.

En este sentido, la mayor diferencia de color tras la fotopolimerización, la presenta la resina compuesta Z100™, seguida por Gradia Direct y Tetric Evo Ceram®, luego Artemis®, Z250™, Filtek™ Supreme XT y finalmente Filtek™ Silorane que presenta las menores diferencias de color. En el caso de las resinas compuestas universales, este resultado se puede atribuir principalmente a la gran variación que presenta la coordenada  $L^*$ . Dentro de éstas, el nanocomposite (Filtek™ Supreme XT) es el material que presenta menor cambio cromático debido fundamentalmente a las menores variaciones de  $L^*$  tras la fotopolimerización. La mayor estabilidad cromática del silorane (Filtek™ Silorane), se debe fundamentalmente a la menor variación de las coordenadas  $L^*$  y  $b^*$ . Por otra parte, es el material que presenta los menores valores de diferencia de color CIELAB y CIEDE2000 tras la fotopolimerización para todos sus shades. Es de resaltar que este estudio se ha realizado para todos los shades que presenta Filtek™ Silorane en el mercado odontológico actualmente. Cabe esperar, no obstante, el mismo comportamiento para futuros shades, ya que el color para un material de restauración dado, es decir con igual matriz orgánica y relleno inorgánico, debería depender únicamente del pigmento.

Las Figuras IV.1. y Figura IV.2. muestran la reflectancia espectral (utilizando un fondo blanco) de las resinas compuestas estudiadas pre y post fotopolimerización. Como se puede observar, tras la fotopolimerización las muestras presentan una mayor reflectancia espectral que cuando están pre fotopolimerizadas. Si comparamos el comportamiento del silorane frente a las resinas compuestas dentales basadas en dimetacrilatos, podemos observar que cuando las muestras se encuentran pre polimerizadas, la resina compuesta dental Filtek™ Silorane presenta una mayor reflectancia que las resinas compuestas de dimetacrilato para longitudes de ondas medias y largas. Esto podría explicar el mayor valor de  $L^*$  y  $b^*$ , encontrando para las resinas basadas en siloranes.



**Figura IV.1.** Reflectancia espectral pre fotopolimerización



**Figura IV.2.** Reflectancia espectral post fotopolimerización

El umbral de perceptibilidad constituye el límite perceptivo inferior y permite estimar cuál es el número máximo de colores que puede discernir el sistema visual humano en una determinada región del espacio cromático. No obstante, y especialmente en el ámbito industrial, se trabaja también con diferencias de color de tamaño superior al umbral de perceptibilidad, definidas como umbrales de aceptabilidad o tolerancias de color.

Son numerosos los estudios que han evaluado los límites de las diferencias de color perceptibles/aceptables en la práctica dental. El estudio de Khueni R.G y Marcus R.T. (1979) es una de las principales referencias para establecer los umbrales de aceptabilidad y perceptibilidad para pequeñas diferencias de color. Los autores encontraron que la diferencia de color media para el 50% de los observadores fue de una unidad CIELAB ( $\Delta E^*_{ab}=1$ ). Posteriormente, Seghi R. y cols. (1989), evaluaron umbrales de perceptibilidad para un grupo de profesionales en Odontología, sus

resultados mostraron que las diferencias de color mayores a 2 unidades CIELAB ( $\Delta E^*_{ab}=2$ ) eran detectadas por el 100% de los observadores. Mas tarde Ragain J.C. y Jhonston W.M. (2000) evaluaron umbrales de aceptabilidad en discos de porcelana translúcidas y encontraron un valor medio de  $\Delta E^*_{ab}=2,72$ . Ruyter I.E. y cols. (1987) calcularon umbrales de aceptabilidad y establecieron que, para pares de resinas, las diferencias de color eran inaceptables cuando su umbral de aceptabilidad era de aproximadamente  $\Delta E^*_{ab}=3.3$  unidades.

Douglas R.D y Brewer J.D. (1998) determinaron umbrales de perceptibilidad y aceptabilidad cromática, pero considerando independientes las direcciones en  $a^*$  y  $b^*$  en CIELAB. Los resultados mostraron que las diferencias de color en aceptabilidad para el eje  $a^*$  era de 1,1 unidades CIELAB y en el eje  $b^*$  de 2,1 unidades CIELAB. También en este sentido, otros trabajos (Sim C.P. y cols., 2001) estimaron los umbrales de discriminación cromática en los ejes  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$ . Las diferencias de color perceptibles encontradas fueron 4,5, 0,69, y 2,4 respectivamente.

99

Recientemente, Lindsey D.T y Wee A.G. (2007) han evaluado umbrales de discriminación cromática, aceptabilidad y perceptibilidad, empleando simulaciones generadas mediante ordenador. Los resultados obtenidos muestran, en las direcciones de  $L^*$ ,  $a^*$  y  $b^*$ , un umbral medio de aceptabilidad de  $\Delta E^*_{ab}=1$  para las direcciones  $L^*$  y  $a^*$  y de  $\Delta E^*_{ab}=2,6$  en la dirección del eje correspondiente al eje  $b^*$ . No se encontraron diferencias entre umbrales de aceptabilidad y perceptibilidad. De acuerdo a estos resultados, el umbral no es uniforme en todas las direcciones y los cambios en  $b^*$  han de ser mayores para que pueda ser detectado por el observador.

Como se puede deducir de los párrafos anteriores son muchos los trabajos que estudian y establecen umbrales para dientes o biomateriales de restauración dental. Sin embargo, dada la diversidad de los métodos empleados en su cálculo, número de observadores, materiales, etc, es difícil establecer un único umbral de perceptibilidad o de aceptabilidad. No obstante, los resultados de dichos trabajos permiten, de forma adecuada,

evaluar las diferencias de color que pueden sufrir tanto los dientes como los biomateriales de restauración dental en diferentes procesos: fotopolimerización, pulido, etc. Y serán empleados para evaluar si las diferencias de color tras la fotopolimerización son del orden del umbral de perceptibilidad o aceptabilidad.

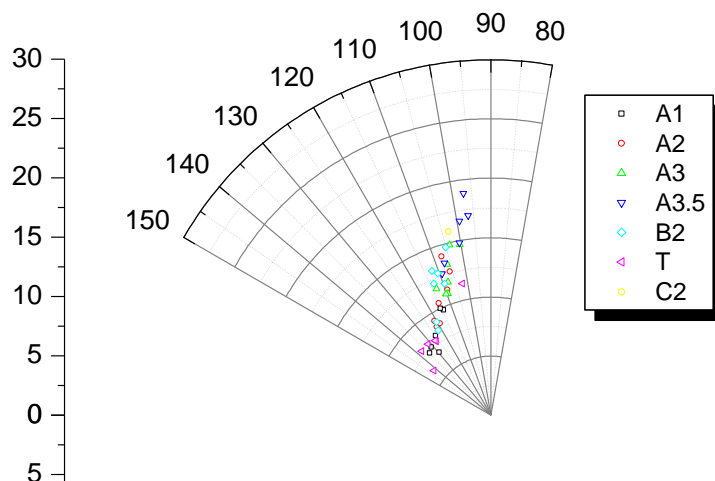
De acuerdo a los resultados de nuestro estudio, generalmente nuestras diferencias de color calculadas para las resinas basadas en siloranes tras la fotopolimerización son del orden del umbral de aceptabilidad.

El proceso fotoquímico de la fotopolimerización afecta principalmente a la matriz orgánica de la resina compuesta, por lo tanto, las diferencias en la composición química y grado de fotopolimerización tienen mayor influencia que el tipo del relleno inorgánico (Albers H., 1988). Además, el tipo de lámpara de fotopolimerización influye en los cambios dependientes de la fotopolimerización como el color y la translucidez de las resinas compuestas (Pérez M.M. y cols., 2009a). En nuestro estudio, se utilizó el mismo protocolo de fotopolimerización y una misma lámpara de fotopolimerización para todas las muestras estudiadas para asegurarnos una misma irradiancia, a pesar de las instrucciones del fabricante. Por lo tanto, las diferencias de color encontradas para los siloranes, en comparación con las resinas de dimetacrilato (excepto Filtek™ Supreme XT), pueden ser debidas principalmente a la diferencia de la matriz orgánica de los materiales estudiados.

Filtek™ Silorane al contrario que el resto de materiales estudiados presenta valores más altos de diferencia de color cuando utilizamos la fórmula de diferencia de color CIEDE2000. Recientes estudios de nuestro laboratorio y otros autores: Lee Y.K. (2005a), Paravina R., y cols. (2005) y Pérez M.M. y cols. (2007), muestran que existe una correlación entre las diferencia de color CIELAB y CIEDE2000 para materiales dentales, siendo mayor el valor de la diferencia de color para CIELAB que para CIEDE2000, al contrario del resultado obtenido para los nanocomposites. Este resultado

singular, en principio, no tiene ninguna explicación basada en la composición del material.

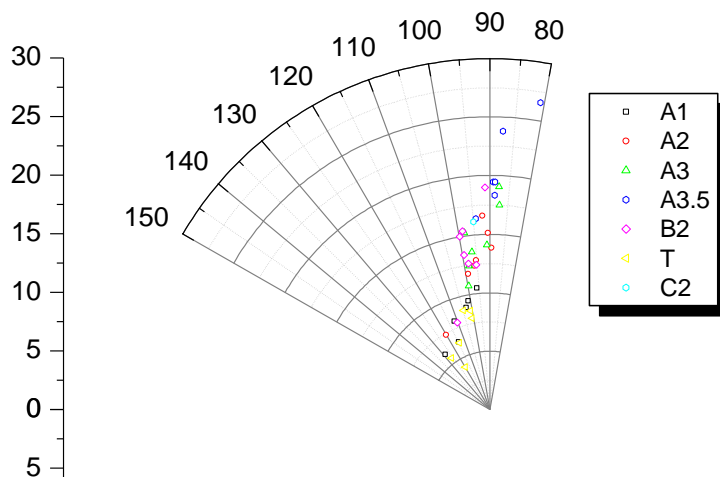
La Figura IV.3. muestra los valores de croma y ángulo de tono para los diferentes shades de las distintas marcas comerciales estudiadas pre fotopolimerización. Se puede observar que el rango de valores para el ángulo de tono es de 96,59° (shade A3.5 Artemis®) a 142,12° (shade Translúcido Artemis®). Respecto al croma, el rango es de 6,11 (shade Translúcido Artemis®) a 18,85 (shade A3.5 Tetric Evo Ceram®), presentando generalmente los siloranes el mayor croma. Como cabría esperar, según la formulación de los fabricantes, los shades correspondientes a A1 (independientemente del fabricante y material), presentan la menor saturación, aumentando progresivamente hasta A3.5. Este comportamiento también es encontrado para nanocomposites y siloranes.



**Figura IV.3.** Valores de croma y ángulo de tono de los materiales estudiados pre fotopolimerización

La Figura IV.4. muestra los valores de croma y ángulo de tono para los diferentes shades de las distintas marcas comerciales estudiadas post fotopolimerización. En general, tras la fotopolimerización las tendencias en los cambios del ángulo de tono son análogas para todos la resinas compuestas analizadas independientemente de su relleno inorgánico y matriz orgánica. El ángulo de tono disminuye, siendo ahora el rango de 80,77° (shade A3.5 Artemis®) a 128,60° (shade A1 Filtek™ Supreme XT). Este

resultado nos indica que al contrario de cómo señalan otros autores: Lee Y.K. y cols. (2004), Kim I.J. y Lee Y.K. (2007) y Da Costa J. y cols. (2009), tras la fotopolimerización se produce un enrojecimiento de la resina. Respecto al cromatismo, se produce un aumento de la saturación tras la fotopolimerización, con un rango de valores de 4,21 (shade Translucido Artemis®) a 26,53 (shade A3.5 Artemis®).



**Figura IV.4.** Valores de cromatismo y ángulo de tono de los materiales estudiados post fotopolimerización para grupos de shade.

102

Para una adecuada comunicación entre profesionales dedicados a la odontología estética y restauradora, así como también, probablemente algunas razones relacionadas con el marketing, la guía de colores de los productos empleados para las restauraciones estéticas están relacionados a la guía de color VITAPAN CLASSICAL (Vita Zahnfabrik, Alemania). No obstante, recientes trabajos (Paravina R., 2009; Kim B.J. y Lee Y.K., 2009) han demostrado la falta de standardización en cuanto al color de los shades dependiendo de la casa comercial, lo que podría comprometer el resultado estético de la restauración dental. Los resultados reflejados en las Figura IV.4. también enfatizan la necesidad urgente de estandarizar los shades de materiales estéticos dentales para un mejor trabajo clínico.

Teniendo en cuenta que la selección de color en clínica, generalmente se realiza mediante un juicio visual del material pre fotopolimerizado, es

importante conocer y diferenciar claramente entre los diferentes shades para una mejor selección y éxito clínico. Por esta razón, en nuestro estudio hemos evaluado las diferencias de color que existen entre los diferentes shades de una misma casa comercial, y entre los mismos shades de diferentes casas comerciales.

La Tabla IV.2. muestra los resultados de diferencias de color obtenidos para los diferentes shades de una misma casa comercial pre polimerizados. Cuando el valor de la diferencia de color es inferior al umbral de aceptabilidad éste se encuentra resaltado en gris. Como se puede observar, nuestros resultados demuestran que en la mayoría de los casos no existen diferencias de color aceptables entre shades de la misma casa comercial, encontrándose generalmente un solapamiento entre los shades A1-A2, A1-B2, A1-T y A3-A3.5. Este resultado repercute en la correcta aplicación clínica, ya que dificulta al dentista la selección de color, comprometiendo el éxito clínico final de la restauración.



$\Delta E_{ab}$		A1	A2	A3	A3.5	B2	T	C2
FS	A1	0,00	3,96	5,25	9,90	7,72	9,11	
	A2		0,00	<b>1,50</b>	5,98	5,04	8,54	
	A3			0,00	4,66	4,86	9,21	
	A3.5				0,00	5,96	11,26	
	B2					0,00	5,51	
	T						0,00	
Z100	A1	0,00	<b>2,31</b>	5,26	6,86	<b>2,20</b>	<b>1,08</b>	
	A2		0,00	3,09	4,67	<b>0,66</b>	<b>1,70</b>	
	A3			0,00	<b>1,75</b>	3,54	4,76	
	A3.5				0,00	5,10	6,28	
	B2					0,00	1,46	
	T						0,00	
Z250	A1	0,00	<b>1,24</b>	5,12	6,65	<b>1,31</b>	<b>1,44</b>	
	A2		0,00	4,13	5,57	<b>0,66</b>	2,23	
	A3			0,00	<b>1,68</b>	3,83	5,15	
	A3.5				0,00	5,35	6,74	
	B2					0,00	<b>1,83</b>	
	T						0,00	
AR	A1	0,00	3,51	5,74	12,12	6,03	<b>2,08</b>	
	A2		0,00	3,00	9,40	3,57	4,19	
	A3			0,00	6,76	0,69	6,96	
	A3.5				0,00	6,51	13,47	
	B2					0,00	7,37	
	T						0,00	
TEC	A1	0,00	3,32	4,00	10,12	5,33	<b>2,67</b>	
	A2		0,00	<b>0,89</b>	6,81	<b>2,09</b>	5,97	
	A3			0,00	6,17	<b>1,59</b>	6,62	
	A3.5				0,00	4,95	12,77	
	B2					0,00	7,94	
	T						0,00	
G	A1	0,00	<b>2,89</b>	5,96	8,22	3,28	3,99	
	A2		0,00	3,80	5,96	<b>2,89</b>	5,91	
	A3			0,00	<b>2,32</b>	3,41	9,48	
	A3.5				0,00	5,63	11,76	
	B2					0,00	6,84	
	T						0,00	
SI	A2		0,00	<b>2,86</b>		<b>1,47</b>		3,86
	A3			0,00		3,59		<b>1,80</b>
	B2					0,00		4,63
	C2							0,00

**Tabla IV.2.** Diferencias de color CIELAB entre los diferentes shades de una misma marca comercial pre fotopolimerización

Si bien es necesario saber las características colorimétricas pre fotopolimerización, es mas importante conocer sus características colorimétricas una vez fotopolimerizado el material, ya que es donde se juzga la apariencia final de la restauración dental. En este sentido, la Tabla IV.3 muestra los las diferencias de color entre diferentes shades de una misma casa comercial post fotopolimerización. En contra de lo que esperábamos, se observa que siguen existiendo colores que presentan diferencias de color inferiores al umbral de aceptabilidad y, generalmente, se encuentran para las resinas compuestas de 3M, concretamente en los casos de A1-A2 de Filtek™ Supreme XT, A1-T y A2-B2 de Z100™, A1-B2, A1-T y A2-T de Z250™. Los colores que muestran las más bajas diferencias entre ellos son de Filtek™ Silorane, y los que muestran las más altas son para Artemis®.

$\Delta E_{ab}$		A1	A2	A3	A3.5	B2	T	C2
FS	A1	0,00	<b>1,68</b>	7,13	14,46	6,41	6,66	
	A2		0,00	5,93	12,84	4,91	5,99	
	A3			0,00	9,17	6,65	10,46	
	A3.5				0,00	9,22	13,46	
	B2					0,00	4,61	
	T						0,00	
Z1	A1	0,00	3,73	8,72	11,18	3,22	<b>1,31</b>	
	A2		0,00	8,18	7,47	<b>0,67</b>	4,43	
	A3			0,00	10,98	8,55	7,85	
	A3.5				0,00	8,05	11,71	
	B2					0,00	4,06	
	T						0,00	
Z2	A1	0,00	4,46	7,17	9,37	<b>2,11</b>	<b>2,24</b>	
	A2		0,00	7,93	6,61	5,66	<b>3,12</b>	
	A3			0,00	6,47	5,54	8,53	
	A3.5				0,00	9,04	9,15	
	B2					0,00	4,15	
	T						0,00	
AR	A1	0,00	6,76	6,55	21,60	9,47	3,48	
	A2		0,00	6,27	15,10	3,36	8,82	
	A3			0,00	18,03	6,49	9,94	
	A3.5				0,00	12,87	23,77	
	B2					0,00	11,85	
	T						0,00	
TEC	A1	0,00	6,66	7,66	15,75	10,39	3,37	
	A2		0,00	7,22	9,26	3,96	9,87	
	A3			0,00	12,36	9,57	10,48	
	A3.5				0,00	6,17	19,05	
	B2					0,00	13,48	
	T						0,00	
G	A1	0,00	4,18	8,26	10,75	4,72	6,38	
	A2		0,00	6,14	6,66	3,06	10,08	
	A3			0,00	6,63	6,14	11,60	
	A3.5				0,00	7,29	16,19	
	B2					0,00	10,40	
	T						0,00	
SI	A2		0,00	4,12		3,79		5,73
	A3			0,00		3,52		3,14
	B2					0,00		6,75
	C2							0,00

**Tabla IV.3.** Diferencias de color CIELAB entre los diferentes shades de una misma marca comercial post fotopolimerización

Hasta ahora se ha realizado un estudio cuantitativo entre el comportamiento cromático entre los nuevos materiales de restauración dental: silorane y nanocomposite y los tradicionales de dimetacrilatos. Sin embargo, no conocemos si las diferencias encontradas entre estos materiales son estadísticamente significativas. De todos los materiales objeto de estudio, la única casa comercial que dispone de los tres tipos de resinas compuestas es 3M-ESPE (nanocomposite: Filtek™ Supreme XT, silorane: Filtek™ Silorane, y dimetacrilato/híbridas: Z100™ y Z250™), razón por la cual este análisis estadístico solo se realizó empleando los datos cromáticos correspondientes a dicha casa comercial. Además, evaluando a un solo fabricante, se eliminan variables experimentales que salen fuera del control de los investigadores, tales como: pigmentos, fotoiniciadores, agente de unión, tipo de material utilizado para el relleno inorgánico.

Para evaluar la influencia de la matriz orgánica sobre el shade de las resinas compuestas, hemos separado las resinas compuestas en 2 grupos de estudio: silorane (Filtek™ Silorane) y dimetacrilato (Filtek™ Supreme XT, Z100™ y Z250™). La Tabla IV.4. muestra los resultados obtenidos con la prueba estadística Mann Whitney para los diferentes shades, teniendo en cuenta que, Filtek™ Silorane actualmente solo tiene cuatro shades en el mercado. Se puede observar en la Tabla IV.4 que, en general, se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estudio, tanto pre como post fotopolimerización, excepto para las coordenadas cromáticas a\* y L\* post fotopolimerización del shade B2.

106

			SILORANE		
			a*	b*	L*
DIMETACRILATO	A2	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<0,001	<0,001	<0,001
	A3	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<0,001	<0,001	<0,001
	B2	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<b>0,774</b>	<0,001	<b>0,388</b>

**Tabla IV.4.** Resultados de la prueba estadística Mann Whitney entre las resinas compuestas de silorane y las resinas compuestas de dimetacrilato

La Tabla IV.5. muestra los resultados obtenidos con la prueba estadística Wilcoxon, para los dos grupos de estudio tras la fotopolimerización. Como se puede observar, cuando evaluamos al grupo de dimetacrilatos, se encuentran diferencias estadísticamente significativas para las tres coordenadas cromáticas. Sin embargo, para el grupo de los siloranes no hay diferencias estadísticamente significativas para la coordenada L\*. Este resultado estadístico confirma que los siloranes no presentan variaciones en luminancia tras la fotopolimerización presentando, por ello, mayor estabilidad cromática.

MATRIZ ORGÁNICA	COORDENADA		
	a*	b*	L*
	PRE-POST	PRE-POST	PRE-POST
DIMETACRILATO	<0,001	<0,001	<0,001
SILORANE	<0,001	<0,001	<b>0,072</b>

**Tabla IV.5.** Resultados de la prueba estadística Wilcoxon pre y post fotopolimerización para las resinas compuestas de dimetacrilato y las resinas compuestas de silorane

Del mismo modo, para evaluar la influencia del relleno inorgánico sobre el shade de las resinas compuestas, hemos separado las muestras en 2 grupos de estudio: nanocomposites (Filtek™ Supreme XT) e híbridos (Filtek™ Silorane, Z100™ y Z250™). La Tabla IV.6. muestra los resultados obtenidos con la prueba estadística Mann Whitney para los diferentes shades evaluados. Se observa que, en general, se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de estudio, tanto pre como post fotopolimerización. Es de destacar que para el shade B2 post fotopolimerización los resultados obtenidos no son estadísticamente significativos.

		NANOCOMPOSITE			
		a*	b*	L*	
H Í B R I D O	A1	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<0,001	<b>0,104</b>	<0,001
	A2	PRE	<b>0,322</b>	<0,001	<b>0,263</b>
		POST	<0,001	<0,001	<0,001
	A3	PRE	<0,001	<0,001	<b>0,15</b>
		POST	<0,001	<0,001	<0,001
	A3.5	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<b>0,416</b>	<b>0,417</b>	<0,001
	B2	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<b>0,292</b>	<b>0,388</b>	<b>0,09</b>
	T	PRE	<0,001	<0,001	<0,001
		POST	<0,001	<b>1,000</b>	<0,001

**Tabla IV.6.** Resultados de la prueba estadística Mann Whitney entre los nanocomposites y las resinas compuestas híbridas

La Tabla IV.7. muestra los resultados estadísticos obtenidos para cada coordenada cromática pre y post fotopolimerización para cada grupo estudiado. Como se puede observar, indistintamente del grupo evaluado, se obtienen diferencias estadísticamente significativas para todas las coordenadas cromáticas.

MATRIZ INORGÁNICA	COORDENADA		
	a*	b*	L*
	PRE-POST	PRE-POST	PRE-POST
HÍBRIDO	<0,001	<0,001	<0,001
NANOCOMPOSITE	<0,001	<0,001	<0,001

**Tabla IV.7.** Resultados de la prueba estadística Wilcoxon pre y post fotopolimerización para los resinas compuestas híbridas y los nanocomposites

## IV.2. PARÁMETROS DE TRANSLUCIDEZ Y OPALESCENCIA

### IV.2.1. Parámetro de Translucidez

La translucidez es una característica óptica importante de los dientes ya que éstos poseen una translucidez inherente, razón por la cual los materiales de restauración dental deben poseer esta cualidad. Es usual en Odontología evaluar la translucidez a partir del llamado parámetro de translucidez (TP), que se define como la diferencia de color de un determinado espécimen cuando éste es medido sobre un fondo blanco y un fondo negro. Si un material es absolutamente opaco, el valor TP es cero (Lee Y.K. y Powers J.M., 2007; Paravina R y cols., 2005; Kim J.H. y cols., 2006). La Tabla IV.8. muestra los valores obtenidos para el parámetro de translucidez pre y post fotopolimerización, así como la diferencia de translucidez ( $\Delta$ TP) tras la fotopolimerización para todos los materiales y shades estudiados.

		Filtek Silorane	Filtek Supreme	Z100	Z250	Artemis	Tetric Evo Ceram	Gradia
A1	TP pre	10,26 (0,35)	10,34 (0,26)	11,24 (0,19)	10,70 (0,18)	11,69 (0,53)	9,58 (0,29)	
	TP post	14,96 (0,39)	15,55 (0,59)	14,52 (0,50)	18,41 (1,34)	14,88 (0,76)	13,01 (0,18)	
	$\Delta$ TP	4,69 (0,10)	5,20 (0,41)	3,27 (0,34)	7,71 (1,16)	3,18 (0,26)	3,43 (0,39)	
A2	TP pre	8,56 (0,38)	10,55 (0,48)	11,01 (0,53)	11,64 (0,42)	9,67 (0,33)	12,13 (0,29)	11,14 (0,13)
	TP post	12,9 (0,34)	15,27 (0,11)	14,50 (1,13)	15,44 (0,68)	15,98 (0,19)	16,14 (0,33)	14,99 (0,29)
	$\Delta$ TP	4,33 (0,60)	4,71 (0,50)	3,40 (1,00)	3,80 (0,31)	6,31 (0,52)	4,00 (0,27)	3,84 (0,19)
A3	TP pre	8,67 (0,35)	10,53 (0,26)	10,25 (0,20)	11,15 (0,21)	10,02 (0,10)	12,30 (0,22)	10,92 (0,60)
	TP post	13,22 (0,68)	15,16 (0,40)	16,10 (1,05)	14,87 (0,46)	15,63 (0,70)	15,93 (0,56)	15,98 (0,67)
	$\Delta$ TP	4,55 (0,34)	4,62 (0,21)	5,85 (1,13)	3,71 (0,33)	5,60 (0,63)	3,63 (0,34)	5,06 (0,47)
A3.5	TP pre		9,60 (0,29)	10,34 (0,72)	11,60 (0,33)	7,61 (0,33)	9,56 (0,10)	11,14 (0,17)
	TP post		13,96 (0,54)	15,33 (0,81)	15,48 (0,52)	11,76 (0,63)	12,56 (0,65)	15,89 (0,52)
	$\Delta$ TP		4,36 (0,67)	4,98 (0,72)	3,87 (0,25)	4,15 (0,46)	2,99 (0,67)	4,74 (0,38)
B2	TP pre	8,67 (0,29)	9,49 (0,22)	10,39 (0,36)	11,92 (0,50)	9,53 (0,41)	7,37 (0,46)	10,64 (0,08)
	TP post	12,41 (1,29)	13,28 (0,58)	16,97 (2,67)	15,74 (0,62)	15,67 (0,99)	10,02 (1,50)	15,06 (0,61)
	$\Delta$ TP	3,73 (1,56)	3,78 (0,79)	6,57 (2,42)	3,82 (0,17)	6,14 (0,91)	2,65 (1,18)	4,41 (0,68)
C2	TP pre	8,52 (0,50)						
	TP post	12,34 (0,60)						
	$\Delta$ TP	3,8 (0,14)						
T	TP pre	41,54 (0,74)	12,68 (0,09)	14,43 (0,13)	12,97 (0,57)	15,76 (1,03)	14,18 (0,33)	
	TP post	37,57 (2,91)	18,73 (0,28)	18,38 (0,39)	28,71 (1,61)	19,45 (1,22)	23,01 (0,59)	
	$\Delta$ TP	-3,97 (3,49)	6,05 (0,26)	3,95 (0,44)	15,74 (2,12)	3,68 (0,68)	8,82 (0,28)	

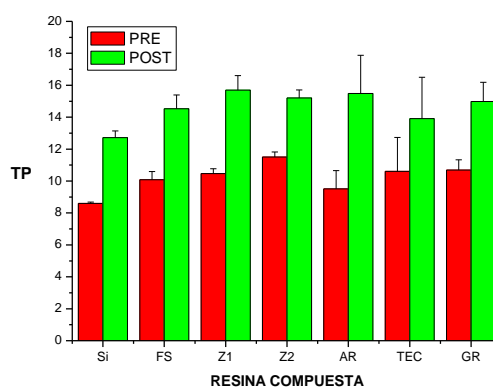
**Tabla IV. 8.** Parámetro de translucidez (TP) pre y post fotopolimerización y variación del parámetro de translucidez ( $\Delta$ TP)

En la Tabla IV.8. observamos que el shade B2 del material restaurador dental Tetric Evo Ceram® (7,37 unidades pre fotopolimerización y 10,02 post fotopolimerización) es el más opaco. Como cabría esperar, los shades translúcidos son los que presentan los mayores valores de translucidez pre y post fotopolimerización respecto al resto de shades de la misma marca comercial. De todos los shades translúcidos el nanocomposite (Filtek™ Supreme XT) presenta los valores TP mas altos (41,54 unidades CIELAB pre fotopolimerización y 37,57 post fotopolimerización).

En general, tras la fotopolimerización encontramos un aumento en los valores del parámetro de translucidez, aunque la variación difiere de unos shades a otros. Así, la menor diferencia de translucidez ( $\Delta TP$ ) lo presenta el shade B2 de Tetric Evo Ceram® ( $\Delta TP$  2,65 unidades CIELAB), y las mayores diferencias se encuentran para el shade translúcido de Artemis®.

Filtek™ Supreme XT presenta un comportamiento tras la fotopolimerización diferente al resto de los shades translúcido; éste presenta una diferencia de translucidez negativa. Este descenso podría deberse a la diferencia en el relleno inorgánico, sólo el shade translúcido contiene claramente un relleno inorgánico de partículas del orden de los nanómetros (llamados comúnmente en odontología nanómeros).

Para establecer una mejor comparación entre los valores TP de nanocomposites, silorane y resinas compuestas "universales", la Figura IV.5. muestra los valores medios pre y post fotopolimerización de cada uno de ellos sin tener en cuenta el shade translúcido .



**Figura IV.5.** Valores medios del Parámetro de Translucidez (TP) de los shades estudiados (excepto shade Translúcido) de las resinas compuestas estudiadas

La resina compuesta Filtek™ Silorane pre y post fotopolimerización muestra los menores valores de TP, indicando su mayor opacidad, respecto a las resinas compuestas de dimetacrilato. Además, el T-test confirma que existen diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) entre el promedio de los valores del parámetro TP de las resinas compuestas de silorane con respecto a las resinas compuestas de dimetacrilato antes y después de la fotopolimerización (Pérez M.M. y cols., 2009b).

111

Azzopardi N. y cols. (2009) demuestran que la matriz orgánica y las partículas del relleno inorgánico pueden influir en la translucidez de las resinas compuestas dentales experimentales. Es ampliamente conocido que la translucidez de un material depende de la absorción y del *scattering* del mismo (Miyagawa Y. y cols., 1981). En las resinas compuestas dentales, la absorción se produce por la matriz orgánica, mientras que el *scattering* es debido a la falta de coincidencia entre el índice de refracción entre la matriz orgánica y las partículas de relleno (Shortall A.C. y cols., 2008) y el tamaño del relleno inorgánico y la distribución del tamaño del mismo (Yu B. y Lee Y.K., 2008a; Yu B. y Lee Y.K., 2008b). Por lo tanto, la mayor opacidad y las diferencias en translucidez entre las resinas compuestas dentales de silorane y las resinas compuestas dentales de dimetacrilato pueden ser debidas a una mayor absorción por el anillo catiónico de la matriz orgánica del silorane, así como también, a la falta de coincidencia entre la matriz orgánica del silorane



y las partículas del relleno inorgánico, que puede producir un mayor *scattering*.

De los resultados del presente estudio, podemos inferir que el nuevo sistema de restauración dental basados en la tecnología del silorane, Filtek™ Silorane, muestra propiedades ópticas diferentes, a las hasta ahora clínicamente exitosas resinas compuestas de dimetacrilato. La tecnología del silorane proporciona resinas compuestas dentales con una mayor estabilidad cromática después de la fotopolimerización, pero una menor translucidez. En la práctica clínica odontológica, se debe tener en cuenta su falta de translucidez ya que utilizado en capas superficiales de una restauración dental podría quitarle naturalidad y vitalidad a la misma. Este comportamiento, junto a la baja contracción y stress de fotopolimerización de los siloranes, hace, en principio, recomendable su uso como material de restauración idóneo para capas profundas de una restauración dental, es decir como un buen restaurador de la dentina dental, así como también para restauraciones posteriores como señalan sus fabricantes.

### IV.2.2. Parámetro de Opalescencia

La Tabla IV.9. muestra los valores obtenidos para los parámetros de opalescencia  $OP_1$  y  $OP_2$  para los materiales y shades estudiados pre y post-fotopolimerización. Recordemos que  $OP_1$  se calcula a partir de la diferencia de color para las coordenadas  $a^*$  y  $b^*$  medidas sobre fondo blanco y negro, mientras que  $OP_2$  se calcula por la variación en la coordenada  $b^*$  (Ardu S. y cols., 2008).

		Filtek Silorane	Filtek Supreme	Z100	Z250	Artemis	Tetric Evo Ceram	Gradia	
A1	OP1	pre	4,18 (0,14)	4,07 (0,18)	5,12 (0,19)	4,76 (0,23)	5,76 (0,16)	4,11 (0,16)	
		post	7,13 (0,17)	5,88 (0,16)	7,07 (0,26)	7,65 (0,36)	7,05 (0,38)	6,29 (0,33)	
	OP2	pre	4,15 (0,14)	4,01 (0,18)	5,03 (0,20)	4,60 (0,19)	5,61 (0,15)	4,07 (0,17)	
		post	7,00 (0,18)	5,81 (0,15)	6,95 (0,30)	7,31 (0,32)	6,86 (0,36)	6,11 (0,32)	
A2	OP1	pre	3,96 (0,28)	4,40 (0,15)	4,56 (0,37)	4,82 (0,33)	4,78 (0,07)	6,46 (0,10)	4,82 (0,04)
		post	5,72 (0,13)	7,07 (0,26)	6,56 (0,46)	6,86 (0,55)	7,43 (0,33)	8,44 (0,26)	7,37 (0,06)
	OP2	pre	3,96 (0,28)	4,36 (0,15)	4,48 (0,34)	4,74 (0,33)	4,63 (0,05)	6,25 (0,10)	4,74 (0,04)
		post	5,61 (0,12)	6,93 (0,28)	6,45 (0,48)	6,76 (0,52)	7,17 (0,38)	8,20 (0,26)	7,13 (0,10)
A3	OP1	pre	4,20 (0,07)	4,35 (0,09)	4,76 (0,44)	5,24 (0,03)	5,24 (0,10)	6,62 (0,07)	5,45 (0,22)
		post	6,16 (0,05)	6,96 (0,09)	8,25 (1,71)	7,75 (0,10)	8,42 (0,22)	8,16 (0,22)	8,78 (0,62)
	OP2	pre	4,15 (0,08)	4,28 (0,08)	4,66 (0,45)	5,13 (0,01)	5,11 (0,09)	6,42 (0,06)	5,38 (0,25)
		post	5,90 (0,09)	6,74 (0,11)	8,07 (1,69)	7,51 (0,11)	8,15 (0,23)	7,90 (0,23)	8,49 (0,59)
A3.5	OP1	pre	4,60 (0,11)	4,83 (0,54)	5,89 (0,18)	4,83 (0,35)	6,23 (0,08)	6,06 (0,03)	
		post	7,34 (0,26)	7,54 (0,74)	8,78 (0,19)	8,82 (0,74)	8,56 (0,18)	9,21 (0,20)	
	OP2	pre	4,49 (0,12)	4,70 (0,61)	5,78 (0,17)	4,67 (0,31)	6,02 (0,08)	5,91 (0,04)	
		post	7,08 (0,27)	7,36 (0,74)	8,54 (0,20)	8,30 (0,62)	8,22 (0,21)	8,85 (0,23)	
B2	OP1	pre	3,46 (0,32)	4,40 (0,11)	4,23 (0,32)	4,67 (0,06)	5,15 (0,47)	4,49 (0,17)	5,04 (0,07)
		post	4,85 (0,36)	6,76 (0,39)	8,01 (2,31)	6,77 (0,22)	8,38 (0,32)	7,75 (0,12)	7,86 (0,54)
	OP2	pre	3,45 (0,32)	4,35 (0,11)	4,19 (0,31)	4,59 (0,05)	5,05 (0,47)	4,42 (0,18)	4,99 (0,08)
		post	4,78 (0,33)	6,61 (0,38)	7,82 (2,15)	6,60 (0,20)	8,16 (0,29)	7,54 (0,12)	7,71 (0,55)
C2	OP1	pre	4,06 (0,09)						
		post	5,86 (0,16)						
	OP2	pre	4,04 (0,09)						
		post	5,68 (0,17)						
T	OP1	pre	17,72 (0,41)	4,52 (0,12)	5,39 (0,13)	4,12 (0,18)	6,34 (1,60)	4,50 (0,07)	
		post	20,19 (0,49)	6,62 (0,47)	6,79 (0,18)	4,75 (0,28)	7,07 (0,64)	7,53 (0,41)	
	OP2	pre	17,70 (0,41)	4,43 (0,14)	5,22 (0,14)	3,88 (0,19)	6,10 (1,75)	4,44 (0,08)	
		post	20,13 (0,48)	6,52 (0,47)	6,67 (0,19)	4,28 (0,15)	6,92 (0,57)	7,35 (0,34)	

Tabla IV.9. Parámetros de opalescencia pre y post fotopolimerización

Para  $OP_1$  (tanto para las resinas pre y post fotopolimerizadas), el material que presenta el menor valor es el shade B2 de Filtek™ Silorane (3,46 pre y 4,85 post), por otro lado el shade translúcido de Filtek™ Supreme presenta el valor  $OP_1$  mas alto (17,72 pre y 19,02 post). Para  $OP_2$ , también observamos estos resultados, aunque lógicamente los valores son inferiores, obteniendo para el shade B2 de Filtek™ Silorane valores de 3,45 pre y 4,82

post fotopolimerización, y para el shade translúcido de Filtek™ Supreme valores de 17,70 pre y 18,96 post fotopolimerización.

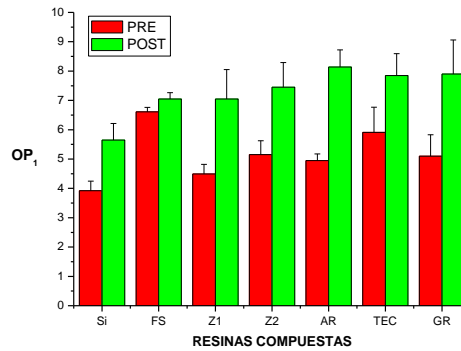
Es de gran interés conocer el comportamiento general de los materiales fotopolimerizados ya que serán éstos los que finalmente reemplacen la estructura dental. En este sentido, destacar que independientemente del material y el shade considerado, la opalescencia de las resinas compuestas aumenta tras la fotopolimerización. Este comportamiento no ha sido descrito anteriormente en la literatura sobre materiales de restauración dental. Ardu S. y cols. (2008) encuentran valores de opalescencia de esmalte dental, responsable de la opalescencia del diente, de  $OP_1=7,38$  y  $OP_2=6,98$  para un grosor de esmalte dental de 2mm. Si tenemos en cuenta los valores encontrados en este estudio para la opalescencia de las resinas compuestas pre fotopolimerizadas, ninguno de los materiales y shades presentarían valores de opalescencia próximos a los dentales. Sin embargo, tras la fotopolimerización se evidencia un aumento en los valores de los parámetros de opalescencia, y la mayoría de los shades y materiales estudiados presentan valores próximos a los de la opalescencia dental independientemente de la fórmula utilizada.

114

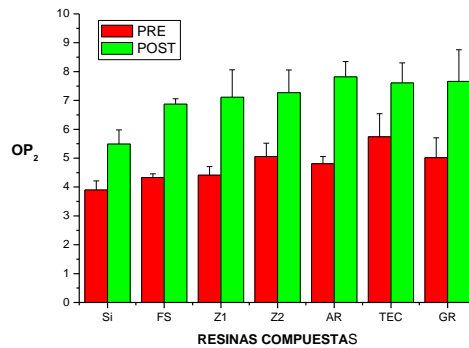
En este contexto, y de acuerdo a los objetivos planteados, haremos hincapié en el comportamiento de la opalescencia de las resinas compuestas de silorane respecto a las resinas compuestas de dimetacrilato. Las resinas compuestas de silorane, en nuestro caso en concreto, Filtek™ Silorane es el material menos opalescente tras la fotopolimerización (Figura IV.6. y Figura IV.7.). Además, presenta valores inferiores a los encontrados para el esmalte humano. Este resultado se obtiene tanto cuando el material se encuentra pre o post fotopolimerizado.

El menor valor de la opalescencia para Filtek™ Silorane podría deberse a las diferencias en la matriz orgánica de este nuevo material de restauración dental, la cual presenta un comportamiento diferente durante el proceso de fotopolimerización, un mayor volumen de carga de relleno inorgánico (>65%), y un mayor tamaño promedio de partícula de relleno lo que podría causar una menor dispersión para las longitudes de ondas cortas.

Este comportamiento del silorane podría repercutir negativamente en el aspecto clínico final de las restauraciones dentales que se realicen exclusivamente con este tipo de material o en capas superficiales de la misma.



**Figura IV.6.** Valores medios del parámetro opalescencia ( $OP_1$ ) para cada material estudiado (a excepción del shade translúcido)



**Figura IV.7.** Valores del parámetro opalescencia ( $OP_2$ ) para cada material estudiado (a excepción del shade translúcido)

Una vez analizado el Filtek™ Silorane, pasamos a continuación a analizar los resultados correspondientes a los nanocomposites, y mas en concreto, el material Filtek™ Supreme XT. Tras la fotopolimerización, el valor de la opalescencia es del orden del esmalte dental, excepto el shade Translúcido, dónde los valores son muy superiores éste. Este resultado puede ser debido al tamaño de las partículas del relleno inorgánico

(nanómetros), del orden de la longitud de onda de la luz incidente, lo cual produce un alto *scattering* (*scattering* de Rayleigh) para longitudes de onda corta.

La alta opalescencia y translucidez que presenta el Filtek™ Supreme XT, hacen de este un material de restauración dental idóneo para sustituir el esmalte dental. Es decir, en las capas superficiales de una obturación dental, así como para restauraciones dentales de pacientes jóvenes, los cuales presentan éstas características.

Tanto los resultados del Filtek™ Silorane, con bajos valores de opalescencia ó por el contrario los altos valores del shade Translúcido de Filtek Supreme XT, deberían tenerse en cuenta para la selección final de un material, conforme a las necesidades del diente a restaurar.

### IV.3. RELLENO INORGÁNICO

Los datos que ofrecen los fabricantes sobre el tamaño de partícula del relleno inorgánico de las distintas resinas compuestas son muy generales. Básicamente, sólo refieren un intervalo de valores de tamaño de partícula, sin especificar la distribución del tamaño de éstas dentro del material o, la morfología de las partículas.

Por ello, antes de evaluar las principales propiedades ópticas del material, realizamos un estudio granulométrico de relleno inorgánico. En concreto, evaluaremos su morfología y su distribución, ya que es bien conocido que éstas características pueden influir de manera notable en las propiedades ópticas del material, como se ha demostrado en diferentes estudios realizados empleando resinas experimentales (Emani N. y col., 2005) (Lim Y.K. y col., 2008).

Como se ha descrito en en el capítulo de Materiales y Métodos, utilizamos la Técnica de Granulometría por Análisis digital para la realización de este estudio, dado el amplio rango de tamaño de partículas que se pueden analizar mediante esta técnica, a diferencia de lo que ocurre con la tradicional técnica de difracción láser, donde el tamaño mínimo de partícula evaluada debe ser superior a  $0,04\mu\text{m}$  (Baratieri L. y cols. 2004). Obviamente, nuestro estudio requería, conforme a los datos del fabricante, un mayor rango de medida.

De los cuatro parámetros medidos (fracción de área, área, diámetro de Feret y factor de forma circular) los tres últimos son los que nos proporcionan información sobre el tamaño y morfología de las partículas del relleno inorgánico de las resinas compuestas. De estos tres parámetros, el que mejor se puede relacionar con el tamaño de las partículas es el diámetro de Feret, porque representa la distancia máxima que hay entre dos puntos que pertenecen a la misma partícula. También, hemos analizado el factor de forma circular con el propósito de observar si se puede aplicar la Teoría de

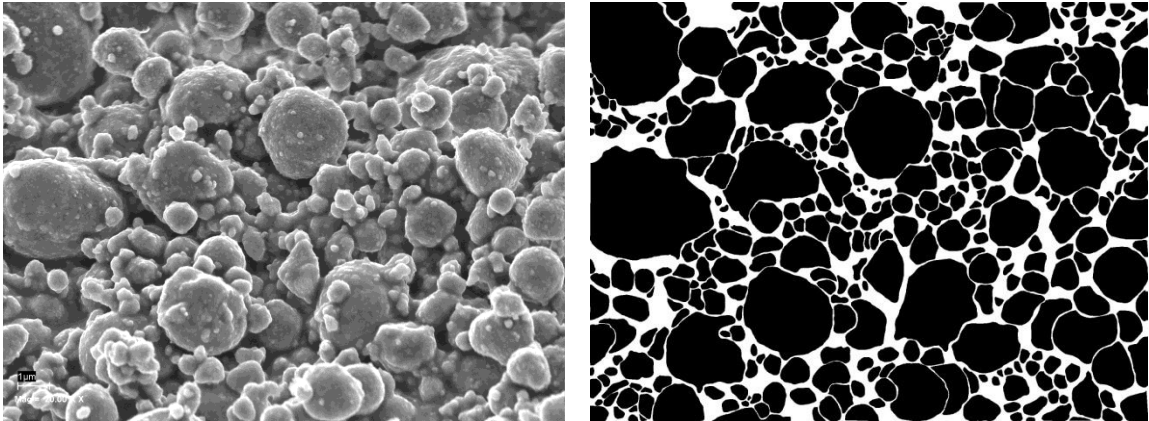
Mie (para partículas esféricas) para algunas de las resinas compuestas incluidas en la presente Tesis Doctoral. Como el factor de forma circular es un parámetro adimensional con valores entre 0 y 1 (círculo en bidimensional o esfera en tridimensional), vamos a considerar que las partículas son esféricas en el caso de un valor medio de este parámetro por encima de 0,95.

Debido al método utilizado para la disolución de las resinas compuestas, en donde se elimina el resto de componentes del material que no sean el relleno inorgánico, y dado que los diferentes shades evaluados para una misma casa comercial deben tener el mismo relleno inorgánico, además de la gran cantidad de los resultados morfológicos obtenidos, presentaremos a modo de ejemplo los resultados obtenidos para el shade A3. Sólo en el caso del nanocomposite (Filtek™ Supreme XT), en donde tras una primera evaluación cualitativa de las imágenes digitales obtenidas, observamos unas características diferentes al resto de los shades de la misma marca comercial, incluimos estos resultados en el presente análisis morfológico.

118

---

Las Figuras IV.8. a IV.12. muestran, en la parte superior, la imagen obtenida mediante Fe-SEM antes y después de la segmentación, junto con los valores experimentales obtenidos de los parámetros fracción de área, área, factor de forma circular y diámetro de Feret. Los diámetros estadísticos  $d_{50}$  y  $d_{90}$ , son los más útiles para definir el tamaño de una partícula, ya que implican el cálculo de una dimensión lineal medida respecto a una dirección definida. El uso de estas expresiones es común en el uso de análisis de partículas basadas en técnicas de análisis de imágenes (Bongard M., 2003). En la parte inferior de las Figuras IV.8. a IV.12. se muestran las distribuciones de los parámetros antes mencionados.



Compañía	Material	Shade	Partículas	Fracción de Área (%)						Diámetro de Feret (µm)					
				75,8						Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
3M ESPE	Filtek Supreme XT	A3	329	Área (µm <sup>2</sup> )						Circularidad					
				Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
				0,01	10,72	0,50	1,11	1,08	0,18	0,21	0,90	0,72	0,12	0,85	0,76

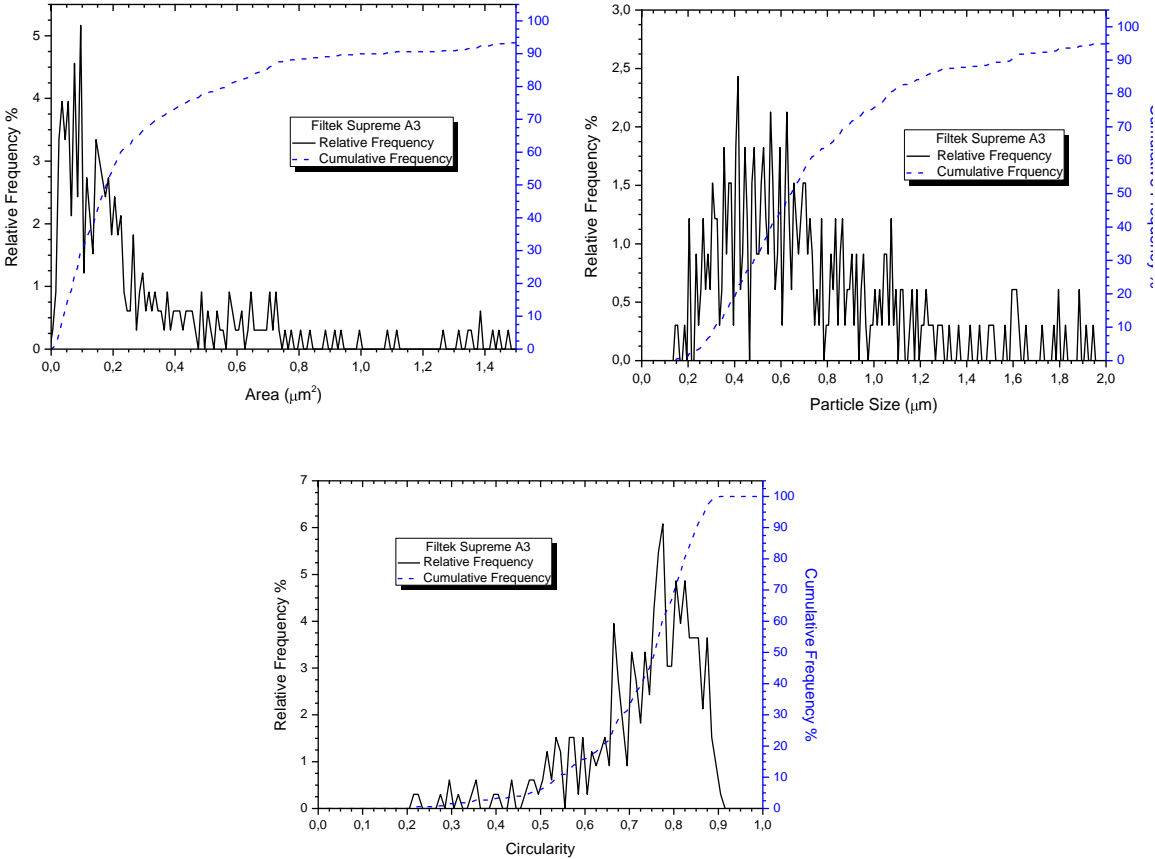
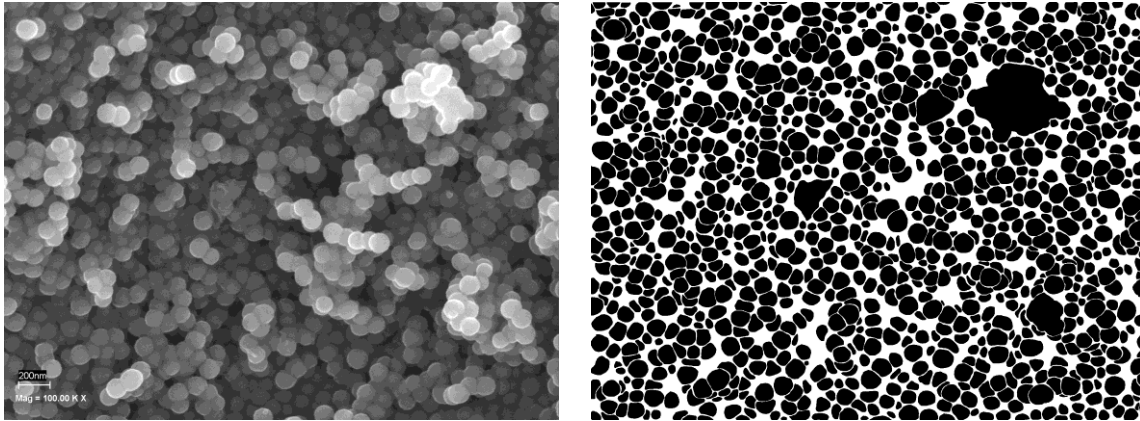


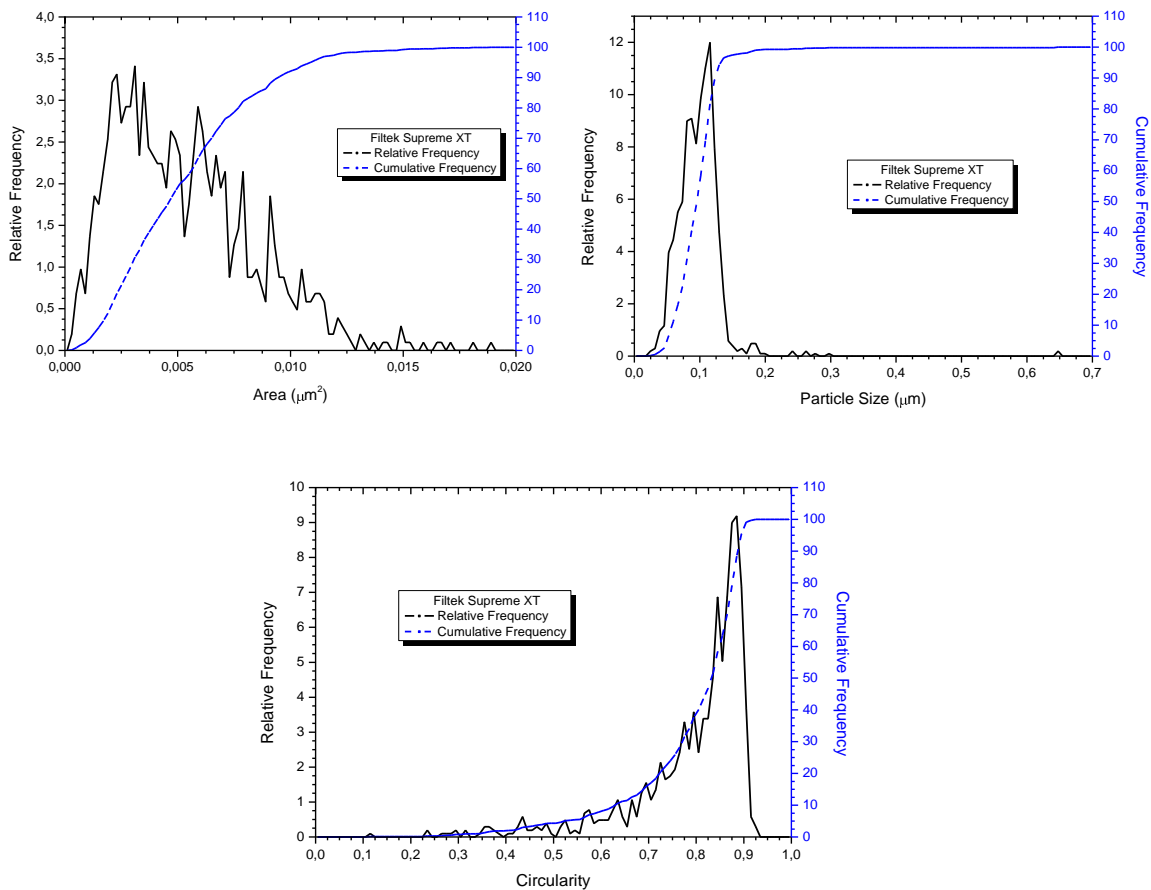
Figura IV.8. Granulometría del nanocomposite (Filtek™ Supreme XT) shade A3



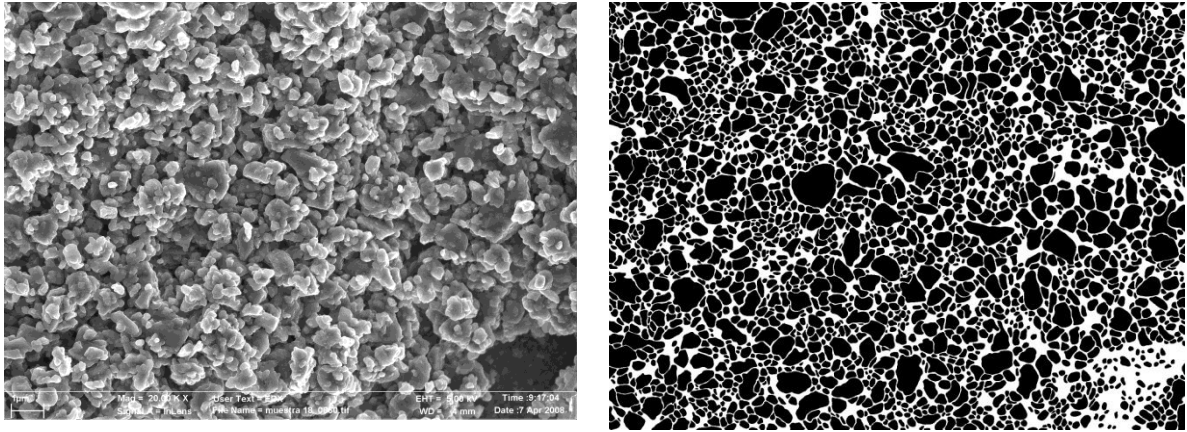


Compañía	Material	Shade	Partículas	Fracción de Área (%)						Diámetro de Feret (µm)					
				Área (µm <sup>2</sup> )						Circularidad					
Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>				
3M ESPE	Filtek Supreme XT	T	1034	66,20						0,02687	0,64960	0,09835	0,03363	0,126	0,098
Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>				
0,00037	0,18641	0,00562	0,00675	0,009	0,004	0,23315	0,92085	0,79425	0,11865	0,890	0,830				

120

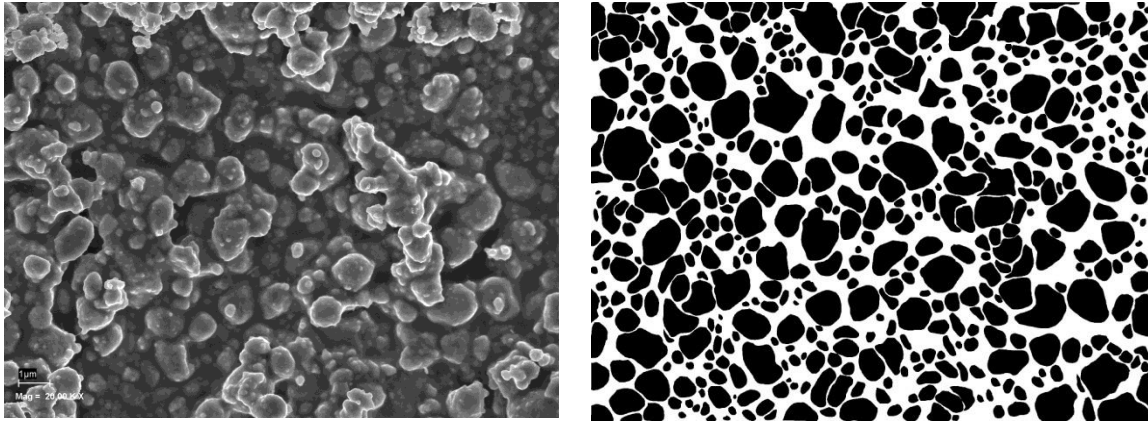


**Figura IV.9.** Granulometría del nanocomposite. (Filtek™ Supreme XT) shade Translúcido



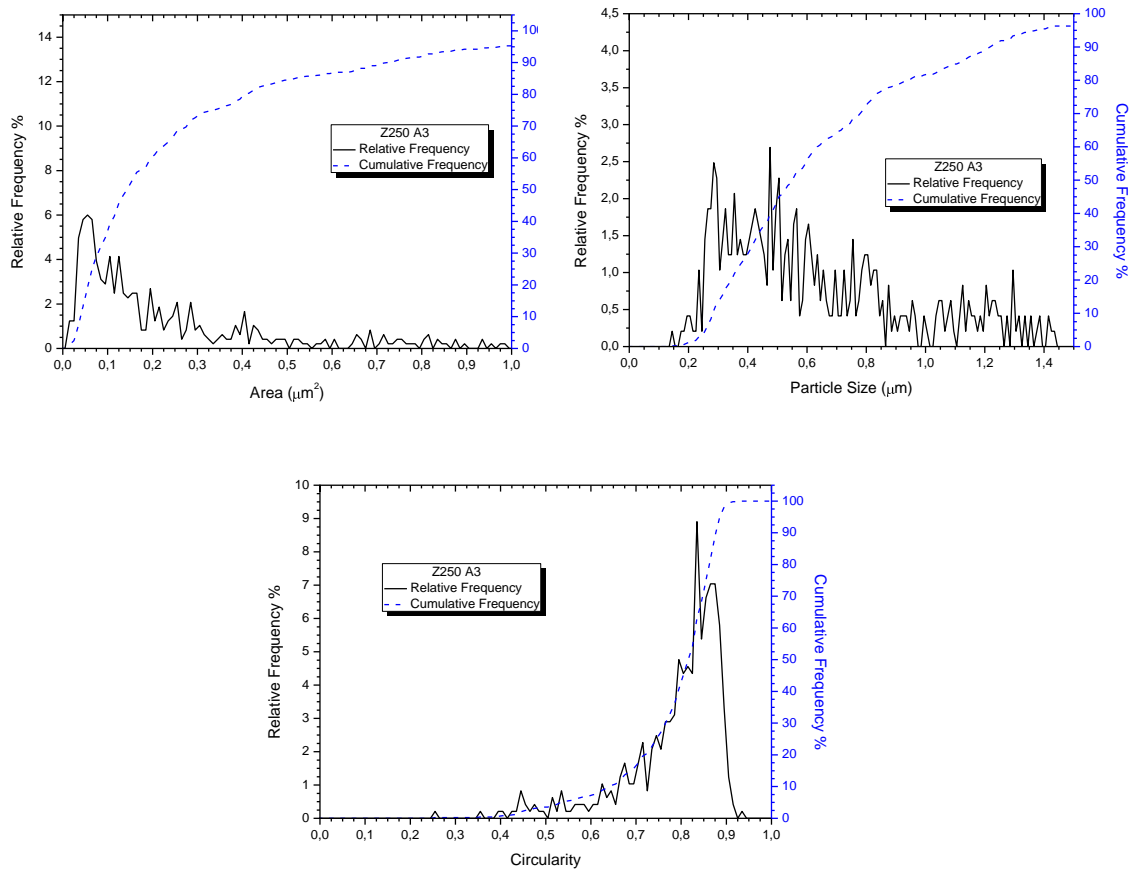
Compañía	Material	Shade	Partículas	Fracción de Área (%)						Diámetro de Feret (µm)					
				70						Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
3M ESPE	Filtek Silorane	A3	2272	Área (µm <sup>2</sup> )						Circularidad					
				Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
				0,00	1,32	0,06	0,08	0,14	0,00	0,20	1,00	0,75	0,12	0,87	0,77

**Figura IV.10.** Granulometría del silorane (Filtek™ Silorane) shade A3

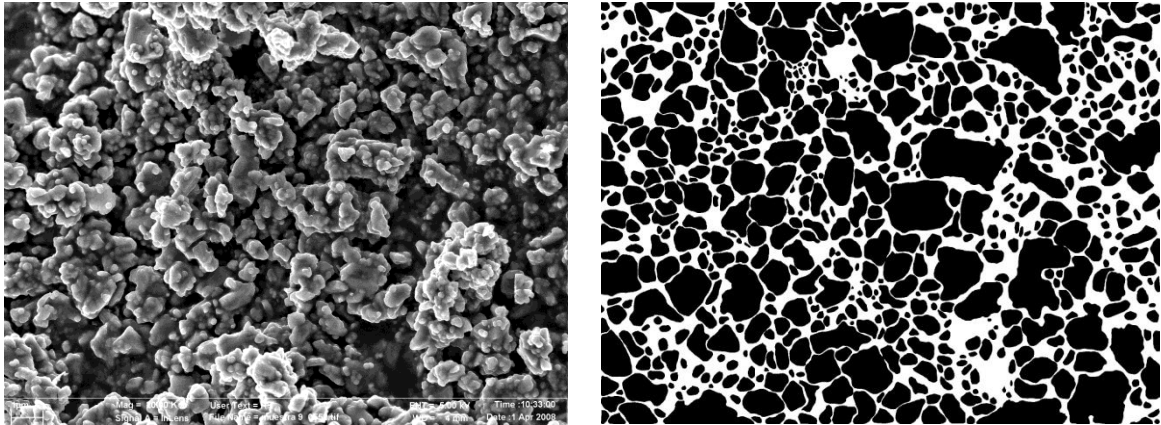


Compañía	Material	Shade	Partículas	Fracción de Área (%)						Diámetro de Feret (μm)					
				60,6						Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
3M ESPE	Z250	A3	483	Área (μm <sup>2</sup> )						Circularidad					
				Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
				0,01	1,90	0,27	0,31	0,73	0,14	0,25	0,93	0,79	0,11	0,88	0,82

122



**Figura IV.11.** Granulometría de una resina compuesta híbrida (Z250™) shade A3



Compañía	Material	Shade	Partículas	Fracción de Área (%)						Diámetro de Feret (µm)					
				66,8						Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
Ivoclar Vivadent AG	Tetric EvoCerAM	A3	600	Área (µm <sup>2</sup> )						Circularidad					
				Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>	Min	Max	Prom	SD	d <sub>90</sub>	d <sub>50</sub>
				0,00	3,70	0,24	0,41	0,57	0,09	0,26	0,94	0,75	0,13	0,87	0,78

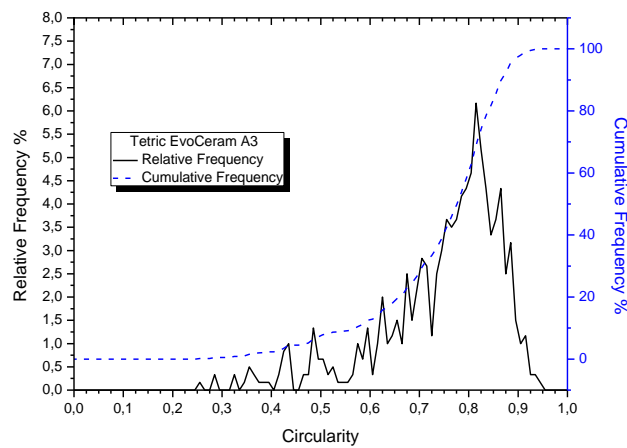
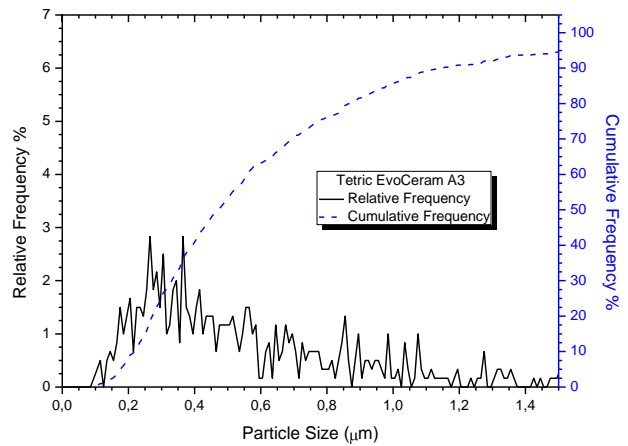
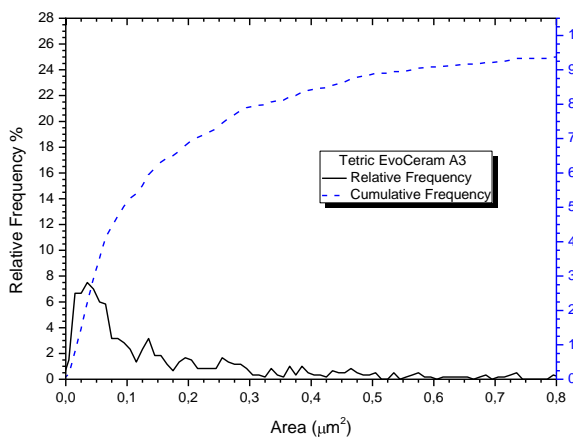


Figura IV.12. Granulometría de un nanohíbrido (Tetric Evo Ceram®) shade A3

Para la resina compuesta Filtek™ Supreme XT shade A3 (Figura IV.8.), el fabricante especifica un tamaño de partícula de relleno inorgánico de 5nm a 20nm. De acuerdo a nuestro método experimental, el diámetro de Feret es de 0,13μm a 5,58μm, con un 90% de las partículas con un tamaño menor de 1,36μm. Nuestros valores contrastan notablemente con los valores proporcionados por el fabricante. Este resultado se debe a que, aunque estos materiales están generados por partículas sintetizadas del orden de los nanómetros, estas se unen formando clusters que presentan un tamaño similar a las partículas de relleno de las resinas compuestas híbridas o microhíbridas. Por tanto, en principio cabría esperar que desde el punto de vista óptico los nanocomposites se comporten de forma similar a ellas, lo que comprobaremos en próximos apartados. Del mismo modo, la formación de clusters también afecta a la circularidad, disminuyendo los valores de ésta, la resina Filtek™ Supreme XT presenta valores inferiores a 0,95, aunque próximos a éste (0,90), resultando partículas menos esféricas de lo esperado debido a que no tienen una formación regular, razón por la cual, es de destacar la amplia distribución obtenida en este parámetro (0,21 – 0,90).

124

La formación de clusters por parte de los nanómetros mejora algunas propiedades mecánicas, por ejemplo aumenta el módulo de elasticidad de éstos (Sumita B. y cols., 2003). Recientes trabajos (Beun S. y cols. 2008) demuestran que las propiedades mecánicas de los nanocomposites son al menos tan buenas como las de las resinas compuestas híbridas y podrían así, ser utilizadas para las mismas indicaciones clínicas, así como también para restauraciones anteriores debido a sus altas propiedades estéticas, como aquellas relacionadas con el acabado y pulido. La Figura IV.9. muestra el estudio granulométrico para el shade Translúcido de Filtek™ Supreme. Como se ha comentado anteriormente, una primera inspección de su imagen digital mostró diferencias, respecto al resto de los materiales empleados. Además como hemos visto anteriormente, parece presentar un comportamiento óptico diferente.

A modo de ejemplo de las resinas compuestas con un tipo de relleno inorgánico híbrido, se han expuesto los resultados de la resina compuesta

---

Z250™ (Figura IV.11.). El tamaño de partícula del relleno inorgánico de este material proporcionado por el fabricante, está comprendido en el intervalo de 0,001µm a 3,5 µm, con un valor promedio de 0,6µm. Nuestros resultados proporcionan un valor promedio del tamaño de las partículas de relleno (diámetro de Feret) de 0,66µm. Además, de acuerdo a los datos proporcionados por el fabricante, la carga de relleno para este tipo de resinas es aproximadamente 66% en volumen (85% en peso), resultado en concordancia con la fracción de área obtenida experimentalmente en nuestro estudio.

Otros estudios (3M ESPE Z250 Technical Report) evaluaron el relleno inorgánico de este tipo de resinas con un Analizador de tamaño de partículas Coulter LS. Según los resultados de este estudio, las partículas de relleno del material restaurador Z250™, son esencialmente idénticas a las del material restaurador Z100™, pero la distribución de tamaño de la resina compuesta Z250™ contiene un número ligeramente mayor de partículas más pequeñas. Este resultado concuerda con los valores obtenidos en nuestro estudio, ya que los valores mínimos y máximos morfológicos obtenidos para los parámetros relacionados con el tamaño de partícula, como el área y diámetro de Feret son menores para la resina compuesta Z250™ en comparación con los valores obtenidos para la resina compuesta Z100™ (Ghinea R., 2008). En contra de lo que cabría esperar, las resinas compuestas Z250™ y Z100™ tienen valores de circularidad muy elevados

Para Filtek™ Silorane, el tamaño de partícula del relleno inorgánico proporcionado por el fabricante, está comprendido en el intervalo de 0,1µm a 2,0µm. Nuestros resultados proporcionan un intervalo del tamaño de las partículas de relleno (diámetro de Feret) de 0,01 a 1,71µm. Además, de acuerdo a los datos proporcionados por el fabricante, la carga de relleno para este tipo de resinas es aproximadamente 76% en volumen, resultado en concordancia con la fracción de área obtenida experimentalmente en nuestro estudio. Como se puede observar, el relleno inorgánico de este material es parecido a los resultados encontrados para materiales híbridos (Z250™ y Z100™).

Finalmente, la resina compuesta Tetric Evo Ceram® (Figura IV.12), esta clasificada como una resina nanohíbrida. Los fabricantes proporcionan un tamaño de partícula comprendido entre 40nm y 300nm. Nuestras medidas proporcionan un tamaño de partícula comprendido entre 0,09  $\mu\text{m}$  y 3,38 $\mu\text{m}$ . De manera similar a lo ocurrido para los nanocomposites, nuestros resultados son notablemente más altos que los proporcionados por el fabricante. La explicación radica nuevamente en la presencia de clusters en el relleno inorgánico, con lo cual, se obtiene un tamaño parecido al de las resinas compuestas tipo híbrido.

El tamaño de las partículas y la carga del relleno inorgánico influyen en algunas propiedades relacionadas con el rendimiento de las resinas compuestas dentales: la capacidad de pulido aumenta a medida que disminuye el tamaño de la partícula de relleno, la resistencia al desgaste mejora a medida que el tamaño de la partícula de relleno disminuye, y la resistencia a la fractura generalmente aumenta a medida que el porcentaje de carga del relleno inorgánico por volumen aumenta (conocido como porcentaje de relleno). La resistencia a la fractura aumenta a medida que la distancia inter-partícula disminuye debido a que una menor distancia reduce el stress de carga de la resina e inhibe la formación y propagación de grietas (Albers H., 2002). La formación de grietas y su propagación son los acontecimientos iniciales que conducen al fracaso de una restauración dental realizada con resinas compuestas. Las resinas con partículas más pequeñas y más relleno de carga (menor distancia entre partículas) son más resistentes a las grietas. Además las partículas con bordes redondeados y lisos distribuyen el stress más uniformemente a través del material produciendo menos fracturas (Suzuki S. y cols. 1996; Albers H., 2002). Conforme a nuestros resultados, como era de esperar, nanocomposites, nanohíbridos e híbridos son los que presentarán mejores resultados con respecto al pulido, y resistencia al desgaste.

Recientes estudios (Lim Y. K. y cols., 2008; Lee Y. K., 2008), indican que el tamaño, distribución y cantidad del relleno inorgánico de las resinas compuestas influye en el color de las mismas y que por tanto, estos

parámetros deben ser controlados para una mejor reproducción del color, considerando los índices de refracción del relleno inorgánico y de la matriz orgánica.

La Tabla IV.10. presenta los coeficientes de correlación Pearson entre los datos morfológicos y los valores de las coordenadas de cromaticidad  $a^*$ ,  $b^*$  y  $L^*$  para todas las resinas compuestas estudiadas pre y post polimerización. Se puede observar un alto coeficiente de correlación (0,72) cuando se comparan el diámetro de Feret con la coordenada cromática  $a^*$  pre polimerización. Respecto a la circularidad, se obtiene una influencia de este parámetro morfológico en los valores de la coordenada  $b^*$  pre fotopolimerización, mientras que los valores obtenidos tras la fotopolimerización de la coordenada  $b^*$  tienen una correlación negativa con el valor promedio del área. Respecto a la coordenada  $L^*$ , parece ser independiente para este shade.

En contra de lo que señalan otros autores (Lim Y.K y cols. 2008) sobre la relación existente entre la cantidad de contenido de relleno inorgánico (fracción de área) y las coordenadas cromáticas, nuestros resultados no parecen mostrar dicha correlación entre estos parámetros. Reseñar que, los resultados obtenidos por Lim Y.K. y cols. (2008) se obtuvieron para resinas experimentales de únicamente dos tamaños y variaciones constantes de la cantidad de relleno, lo cual difiere notablemente de las resinas compuestas dentales comerciales.

Shade A3		Fracción de Área	Diámetro Feret prom.	Diámetro Feret $d_{90}$	Diámetro Feret $d_{50}$	Área prom.	Área $d_{90}$	Área $d_{50}$	Circ. prom.	Circ. $D_{90}$	Circ. $d_{50}$
$a^*$	Pre	0,402	0,718	0,735	0,711	0,620	0,666	0,662	-0,272	-0,367	-0,238
	Post	0,203	0,164	0,174	0,118	0,026	0,066	-0,052	-0,407	-0,083	-0,376
$b^*$	Pre	-0,546	-0,030	-0,054	0,095	-0,165	-0,015	0,141	0,612	0,564	0,655
	Post	-0,390	-0,526	-0,529	-0,536	-0,627	-0,588	-0,657	0,117	0,479	0,130
$L^*$	Pre	0,347	-0,148	-0,152	-0,211	0,008	-0,106	-0,197	-0,455	-0,378	-0,496
	Post	0,048	-0,135	-0,146	-0,154	-0,216	-0,184	-0,281	-0,331	0,053	-0,313

**Tabla IV.10.** Coeficientes de correlación entre los parámetros morfológicos y las coordenadas cromáticas del shade A3



La Tabla IV.11. muestra los valores obtenidos para el coeficiente de correlación Pearson entre los valores de los parámetros morfológicos evaluados y los valores de diferencia de color CIELAB tras la polimerización. En este sentido, las variaciones de color entre pre y post fotopolimerización presentan la mayor correlación negativa con el diámetro de Feret. La circularidad de las partículas parece no tener una influencia significativa independientemente de la coordenada cromática, sin embargo, si encontramos una correlación positiva cuando evaluamos la circularidad de las partículas con las diferencias de color obtenidas tras la fotopolimerización del material

$\Delta E^*_{ab}$	Fracción de Área	Diámetro Feret	Área	Circularidad
Shade A3	-0,606	-0,709	-0,669	0,658

**Tabla IV.11.** Coeficientes de correlación entre los parámetros morfológicos y las diferencias de color CIELAB producidas tras la fotopolimerización para las resinas estudiadas

Como hemos comentado anteriormente, la fotopolimerización afecta al color de la resina compuesta. En principio, este cambio es debido principalmente a la matriz orgánica de las resinas compuestas. Pero, a la vista de nuestros resultados parece también existir una dependencia del color con las características morfológicas de la matriz de relleno de la resina compuesta. Además, dada la correlación negativa encontrada para la fracción de área y diámetro de Feret, podemos indicar que la diferencia de color tras la fotopolimerización disminuye a medida que el tamaño de partícula de relleno y el porcentaje de relleno inorgánico aumenta. Por otra parte, aumenta, con la circularidad de la partícula.

---

## IV.4. PROPIEDADES ÓPTICAS

### IV.4.1. Absorción

La Figura IV.13 muestra la distribución espectral del coeficiente de absorción Kubelka-Munk (K) para cada material y cada shade pre y post fotopolimerización, junto con los resultados de la prueba estadística VAF entre los diferentes shades de cada marca comercial pre y post fotopolimerización, junto a los resultados obtenidos entre ellos.

La Tabla IV.12. muestra los valores de la prueba estadística VAF entre los mismos shades de las diferentes marcas comerciales estudiadas.

En general, existe una dependencia de la absorción con la longitud de onda, como muestran trabajos previos que estudian otros materiales (Lee Y. K. 2007). La absorción es mayor para longitudes de onda cortas y decrece a medida que aumenta ésta hasta 550nm, aproximadamente, donde para las muestras pre fotopolimerizadas aparece un ligero incremento y, sin embargo, tras la fotopolimerización permanece estable.

Si atendemos al valor estadístico VAF mayor del 90% en todos los casos, observamos que el comportamiento espectral de las curvas de absorción es muy similar para todos los shades, tanto para muestras pre como post fotopolimerizadas. Destacar el comportamiento espectral del Filtek™ Silorane pre fotopolimerizado. Para este material, se observan diferencias con respecto al resto de materiales. Así, aparece un notable descenso de sus valores hasta aproximadamente 420nm y entre 420nm-480nm se observa un valor constante del coeficiente de absorción para posteriormente sufrir un descenso de sus valores. Este resultado podría ser debido a la inclusión de nuevos componentes para la fotopolimerización, ya que además de la tradicional canforquinona añaden una sal iodada y un electrón donador.

Además, los altos valores encontrados para la absorción en la parte inferior del espectro (380-440nm) son muy importantes, ya que las lámparas de fotopolimerización utilizadas actualmente en Odontología emiten en esa región del espectro.

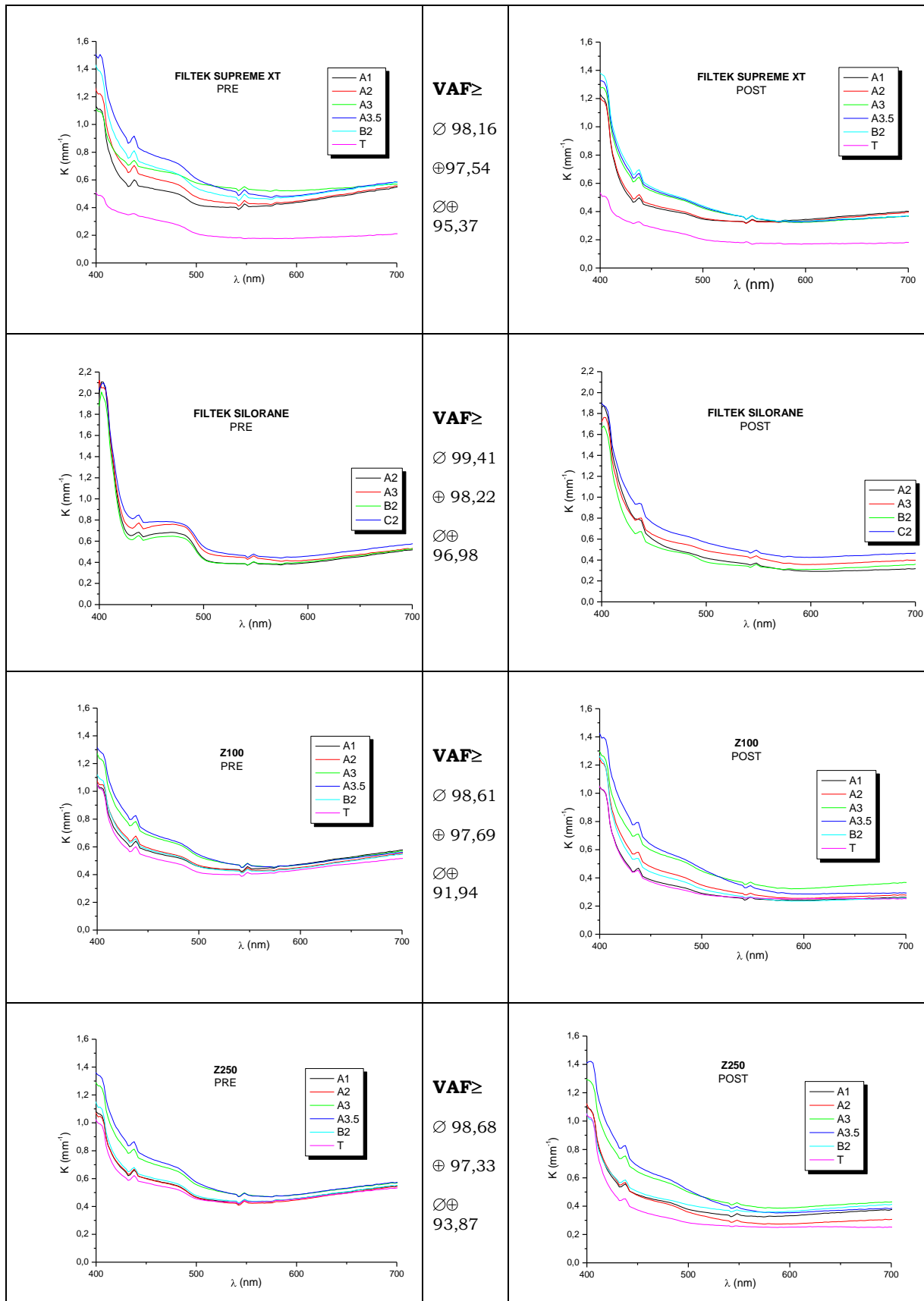
Aunque como se ha señalado, los materiales estudiados presentan, en general, un comportamiento espectral similar, los valores del coeficiente de absorción de K-M difieren de unos materiales a otros. Los shades translúcidos presentan los valores más bajos de absorción independientemente de que el material se encuentre pre o post fotopolimerizado. Es de destacar el comportamiento espectral del shade Translúcido de Filtek™ Supreme XT, que permanece invariable tras la fotopolimerización, además de presentar los valores notablemente inferiores de absorción con respecto al resto de materiales estudiados. Este resultado podría venir explicado por el previsible menor *scattering* redirigido que se produce para estos materiales y en segundo lugar por la ausencia o tipo de pigmentos para esta shade.

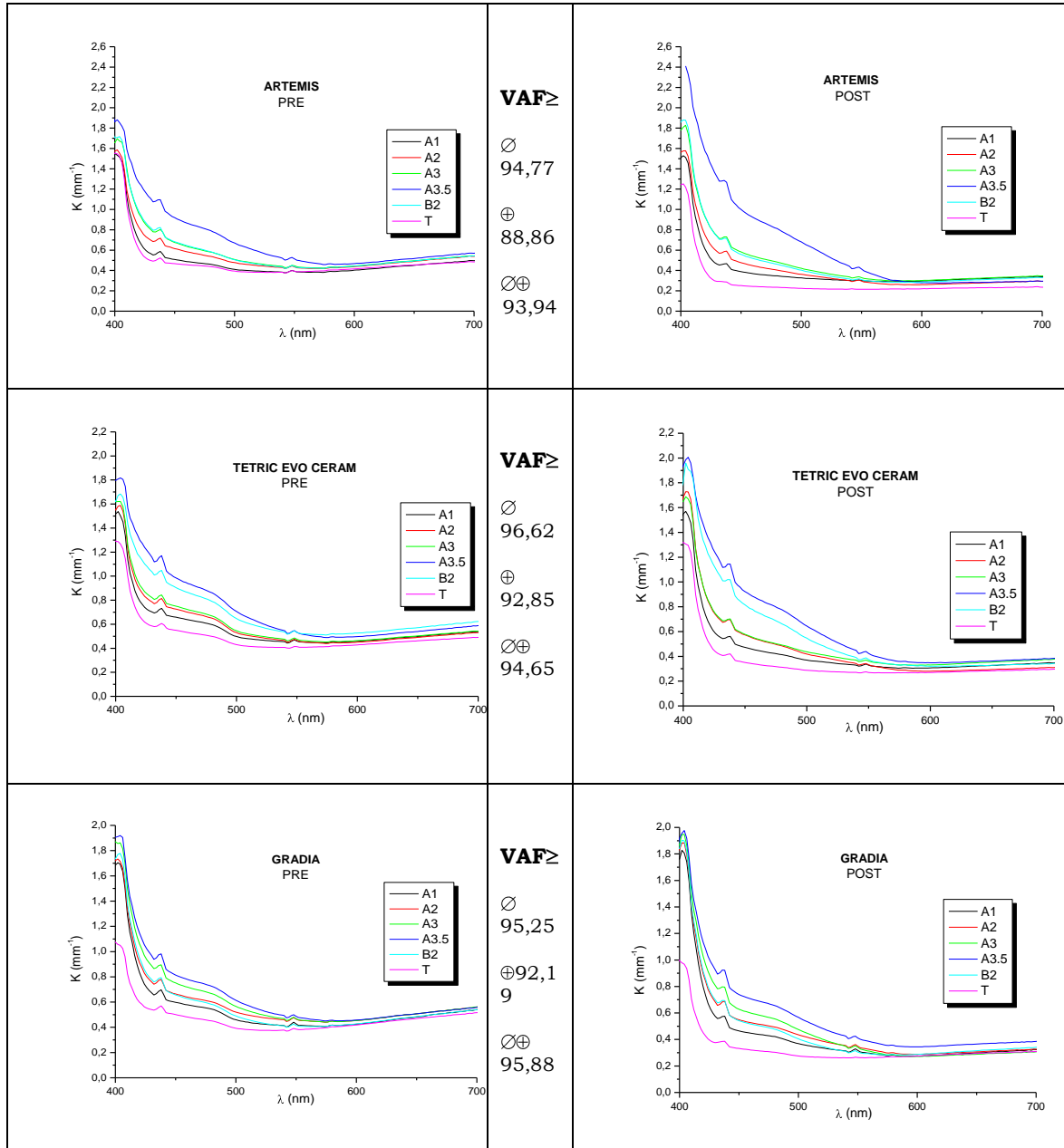
130

Si comparamos los shades de una misma casa comercial se puede apreciar el orden cromático de la guía VITAPAN CLASSICAL, donde a medida que aumenta el orden de los números (1, 2 ó 3) disminuye la luminosidad del mismo del tono de la guía de color (A, B, C o D). Como cabría esperar, debido a los diferentes pigmentos responsables del color, los shades de menor luminosidad presentan un mayor coeficiente de absorción, esto es especialmente notable para las muestras post polimerizadas.

En este sentido, las resinas compuestas de microrelleno son más difíciles de fotopolimerizar que las resinas compuestas de macrorrelleno, las cuales contienen partículas de vidrio y cuarzo más grandes. Generalmente, una mayor carga de relleno inorgánico facilita la fotopolimerización. Sin embargo, cargas muy altas de relleno inorgánico pueden comprometer la opacidad del material (a mayor carga mayor opacidad), que en realidad aumenta el tiempo de exposición requerido para una correcta fotopolimerización. Los shades mas oscuros fotopolimerizan mas lentamente

y con menos profundidad de curado que los shades claros. Por ejemplo, a una profundidad de 1mm un shade oscuro alcanza solo 2/3 de profundidad de penetración óptima comparados con los shades translúcidos. Por lo tanto, cuando la estética no es crítica, deberían utilizarse shades claros. (Swartz M.L. y cols., 1983; Matsumoto H. y col., 1986; Albers H., 2002).





**Figura IV.13.** Distribución espectral del coeficiente de absorción (K) de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial: ∅ pre fotopolimerización, ⊕ post fotopolimerización y ⊕⊗ entre pre y post fotopolimerización

SHADE	VAF ≥	
	PRE POLIMERIZACIÓN	POST POLIMERIZACIÓN
A1	94,83	93,18
A2	91,19	94,69
A3	91,02	93,8
A3.5	98,06	93,8
B2	93,14	90,7
T	90,89	88,18

**Tabla IV.12.** Valores del estadístico VAF para el coeficiente de absorción entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados

#### IV.4.2. *Scattering*

La Figura IV.14 muestra la distribución espectral del coeficiente de *scattering* (S) para cada material y cada shade pre y post fotopolimerización, junto con los resultados de la prueba estadística VAF entre los diferentes shades de cada marca comercial pre y post fotopolimerización, así como también entre ellos.

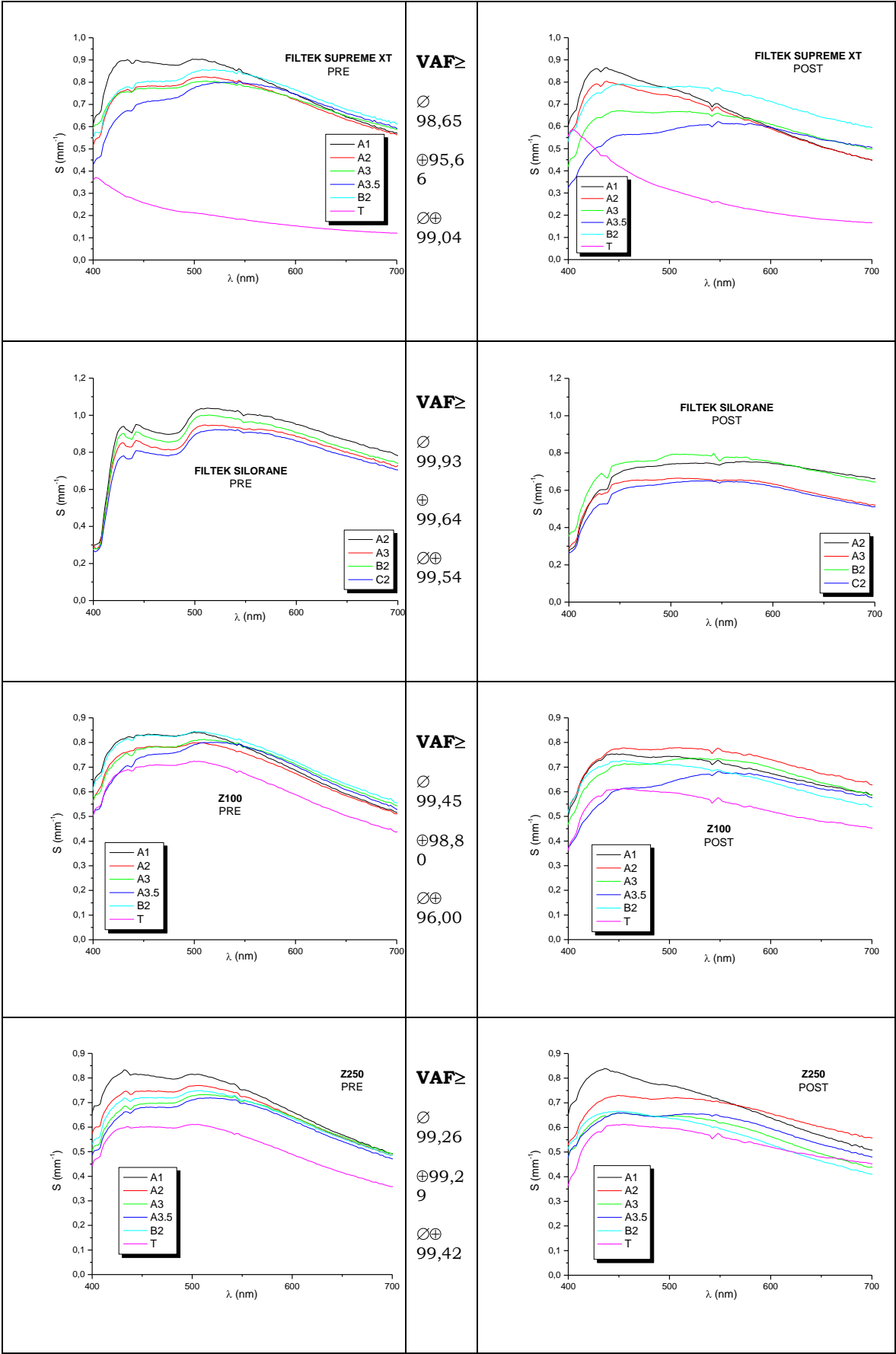
La Tabla IV.13. muestra los valores de la prueba estadística VAF entre los mismos shades de las diferentes marcas comerciales estudiadas.

Al igual que para la absorción, existe una dependencia del *scattering* con la longitud de onda, así, se observa un pico en sus valores de *scattering* para longitudes de ondas cortas (420nm – 450nm) el cual va disminuyendo a medida que esta aumenta hasta alcanzar los 700nm. Si atendemos al valor estadístico VAF (mayor del 96%), observamos que el comportamiento espectral de las curvas de *scattering* es muy similar para todos los shades, tanto para muestras pre como post fotopolimerizadas.

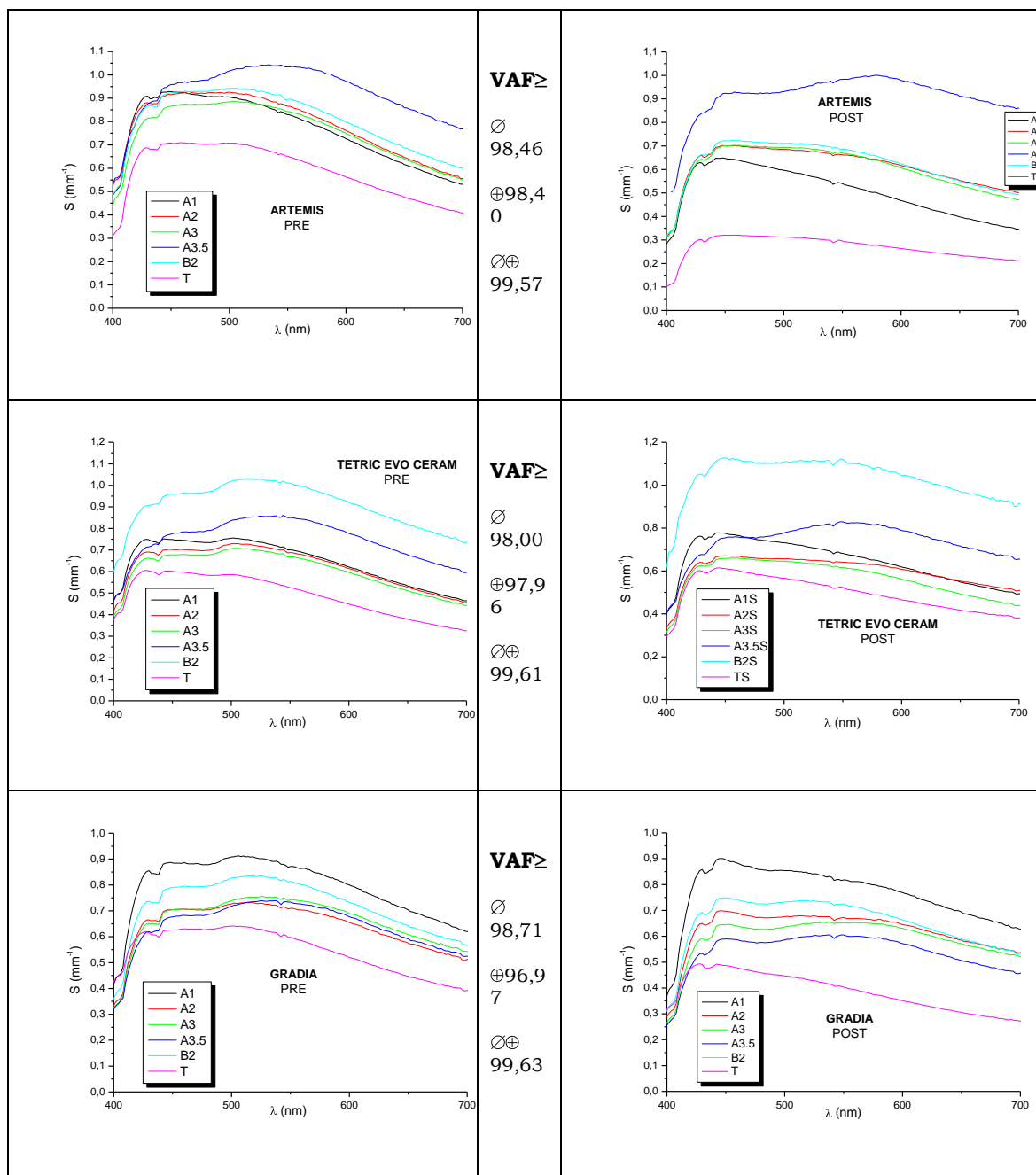
134

Cuando se intenta describir la dispersión de la radiación incidente por parte de las partículas, el tamaño de estas partículas es un factor muy importante. De hecho, las dimensiones de las partículas de relleno son unas de las características fundamentales que se deben tener en cuenta cuando intentamos caracterizar desde un punto de vista óptico una resina compuesta, por su influencia sobre el *scattering* de los biomateriales (Lee Y.K. y cols., 2006).

Para partículas con un tamaño menor a un décimo de la longitud de onda incidente, la intensidad de la luz dispersada depende inversamente de la cuarta potencia de la longitud de onda, relación conocida como Ley de Rayleigh. La dispersión de luz por partículas mayores a un décimo de la longitud de onda se explica con la Teoría de Mie, que es una aplicación más general de la difusión de radiación electromagnética.







**Figura IV.14.** Distribución espectral del coeficiente de *scattering* (S) de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial: ∅ pre fotopolimerización, ⊕ post fotopolimerización y ∅⊕ entre pre y post fotopolimerización

SHADE	VAF ≥	
	PRE POLIMERIZACIÓN	POST POLIMERIZACIÓN
A1	98,54	98,03
A2	97,87	95,52
A3	98,53	98,68
A3.5	99,46	98,88
B2	98,06	97,61
T	90,36	84,32

**Tabla IV.13.** Valores del estadístico VAF para el coeficiente de *scattering* entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados

---

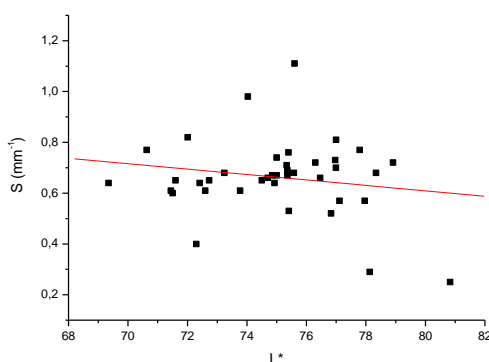
Dada la similitud entre los tamaños de las partículas de los materiales estudiados, como era de esperar, encontramos que el comportamiento espectral de *scattering* de las resinas compuestas es similar. Así el *scattering* aumenta hasta aproximadamente 450nm, se mantiene prácticamente constante hasta 550nm para descender ligeramente en la región de las longitudes de ondas largas.

Cabría esperar que las resinas compuestas que presentan menor tamaño de partículas de relleno tuviesen un mayor coeficiente de *scattering* para longitudes de onda corta (Ghinea R., 2008). De los resultados de las distribuciones del diámetro de Feret, área y perímetro, el *scattering* de la resina Filtek™ Supreme XT (A1, A2, A3, A3.5 y B2) observamos que no cumple la Teoría de Rayleigh, porque las partículas del relleno inorgánico tienen un tamaño comparable o incluso mayor a la longitud de onda de la radiación incidente, debido a que las partículas de relleno del orden de los nanómetros, forman nanoclusters de tamaño similar a las partículas encontradas para las resinas compuestas híbridas, con un tamaño 40–50 veces superior al de la partícula individual como hemos comprobado anteriormente.

Diferentes estudios (Lee Y.K. 2007) establecen que el *scattering* también es debido a la refracción y reflexión de la interfase entre la matriz orgánica e inclusiones tales como, las partículas de relleno y huecos porosos. El coeficiente de *scattering* es mayor cuando el diámetro de las partículas es igual a la longitud de onda de la luz incidente (Prahl S.A. y cols., 1993). El decrecimiento del coeficiente de *scattering* con el incremento de la longitud de onda puede ser posiblemente atribuido a la dispersión en los pequeños huecos producidos por la inserción del material inherente a la inserción del mismo, ya que el tamaño de las partículas era mucho mayor que la longitud de onda del visible. Además, como hemos comentado anteriormente el *scattering* en las resinas compuestas dentales es debido a la diferencia entre los índices de refracción de la matriz orgánica y las partículas de relleno, esto podría justificar, en parte, las diferencias que encontradas para el Filtek™ Silorane pre fotopolimerizado.

Es de destacar el comportamiento espectral del *scattering* para el shade Tránsfucido de Filtek™ Supreme XT, el cual difiere notablemente del resto de los materiales translúcidos analizados. Para este material, el *scattering* decrece a medida que aumenta la longitud de onda, con un decrecimiento proporcional a  $\lambda^4$ , por lo que podemos inferir que este material, como era de esperar, cumple la Teoría de Rayleigh.

A diferencia de lo descrito en la literatura por Lee Y.K. (2007) donde encuentra una relación entre el *scattering* y la coordenada  $L^*$  y concluye que a mayor *scattering* mayores valores de  $L^*$ , en el presente estudio no encontramos una relación entre el coeficiente de *scattering* y la coordenada cromática  $L^*$ , como podemos observar en la Figura IV.15.

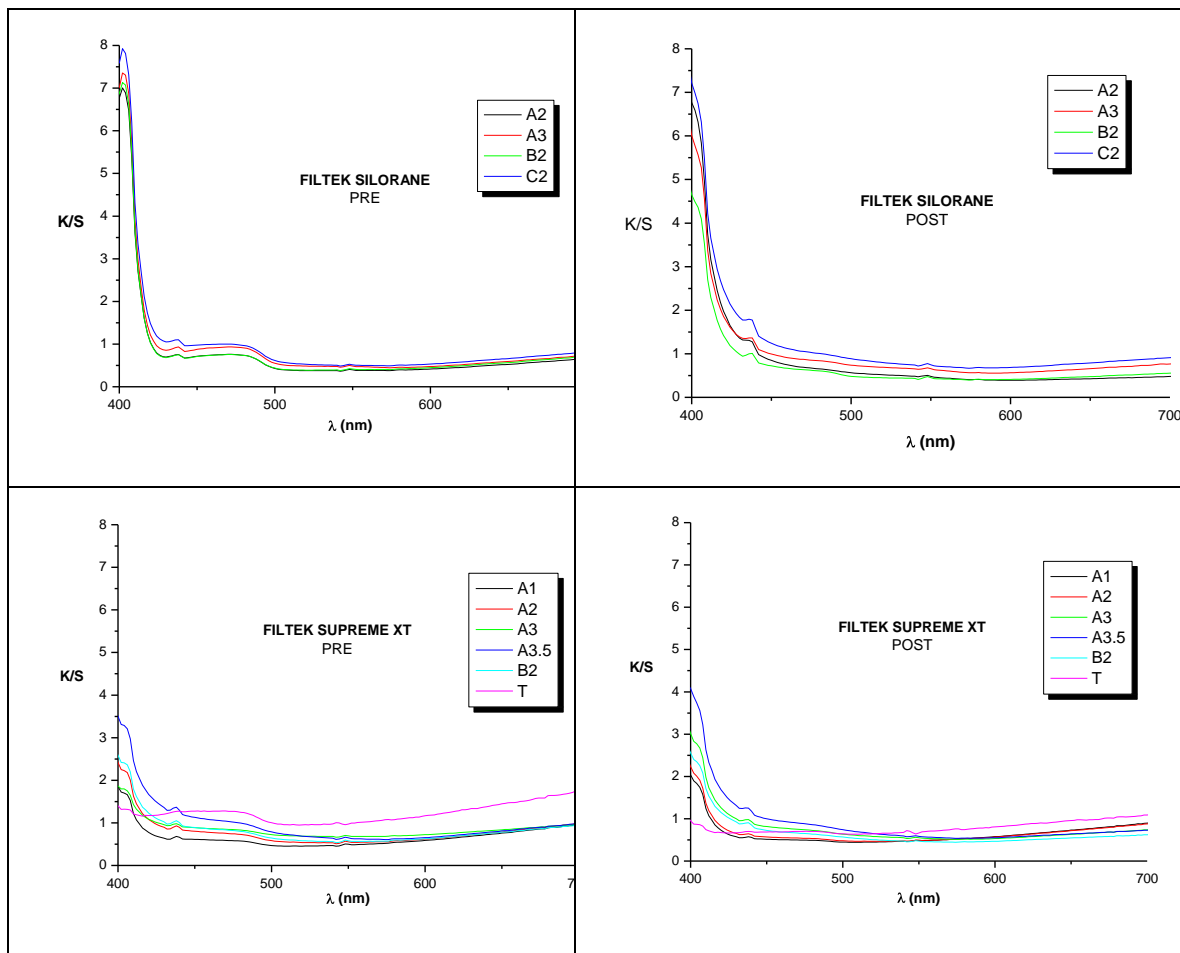


**Figura IV.15.** Correlación entre los valores de la coordenada cromática  $L^*$  y el coeficiente de *scattering* (S) entre todos los shades evaluados

Un parámetro de gran interés es el Coeficiente de Albedo de Kubelka-Munk (K/S), el cual nos aportan información sobre la relación entre el *scattering* y la absorción e un determinado medio, en concreto en nuestro caso las resinas compuestas empleadas para restauración dental. Además, es bien conocido que, la absorción y *scattering* fenomenológicos de Kubelka-Munk, son funciones de de la absorción y el *scattering* físico, respectivamente, por lo que su relación es proporcional a la proporción correspondiente de las propiedades ópticas del material.

La Figura IV.16., muestra a modo de ejemplo, para el Filtek™ Silorane y para Filtek™ Supreme XT la distribución espectral del coeficiente de Albedo en la región del espectro visible.

Para las resinas compuestas analizadas, la absorción es predominante frente al *scattering* para las longitudes de onda cortas; y para las longitudes de onda media y larga el *scattering* comienza a ser predominante. Cheong W. (1990), muestran que en los tejidos biológicos el *scattering* es predominante. El comportamiento anómalo, respecto a los tejidos biológicos como el diente, de las resinas compuestas para las longitudes de onda cortas, puede ser debido a la incorporación en estos materiales de fotoiniciadores, tales como la canforquinona, cuyo pico de absorción se encuentra en este rango.



**Figura IV.16.** Distribución espectral del coeficiente de Albedo para Filtek™ Silorane (superior) y para Filtek™ Supreme XT (inferior)

#### IV.4.3. Transmitancia y Profundidad de penetración óptica

Desde la introducción de las resinas compuestas en la práctica clínica odontológica, gran parte del esfuerzo para su mejora han sido la incorporación de lámparas adecuadas de fotopolimerización para la polimerización adecuada de dichas resinas compuestas. Los primeros sistemas de fotopolimerización por fuente de luz utilizaban luz ultra-violeta, estos fueron sustituidos por sistemas de polimerización de luz visible en la región de las ondas cortas que tenían valores de profundidad de polimerización superiores. Las primeras lámparas de arco de plasma mostraron una baja penetración óptica, limitando la profundidad de curado. Más recientemente las lámparas de QTH (cuarzo tungsteno halógeno) y LEDs han presentado mejores resultados a este respecto (Tirtha R. y cols., 1982; Swartz M.L. y cols., 1983).

140

Las propiedades mecánicas de las resinas compuestas están directamente influenciadas por el grado de conversión (Ferracane J.L., 1986). Desde este punto de vista, la fotopolimerización debe ser adecuada para convertir los monómeros en polímeros y obtener adecuadas propiedades mecánicas. Sin embargo, hasta la actualidad sólo se han encontrado porcentajes de polimerización inferiores al 61% y éste disminuye a medida que aumenta el espesor de la resina (Pianelli C. y cols., 1999; Silikas N. y cols., 2000).

Durante el proceso de fotopolimerización, la luz que pasa a través de la resina compuesta es absorbida y dispersada. Así, la intensidad de luz es atenuada y su efectividad se reduce a medida que el espesor incrementa (Vargas M.A. y cols., 1998). De acuerdo a nuestros resultados, excepto para las longitudes de onda cortas, el *scattering* es la propiedad física que mas afecta a la transmisión de la luz a través de la resina y por tanto, en principio, debe ser el factor que más influye en su profundidad de curado. En este sentido, diversos trabajos (Ferracane J.L. y cols., 1985; Atmadja G. y cols., 1990; Koran P. y cols., 1998; Rueggeberg F.A. y cols., 2000; Tanoue N.

y cols., 2001; Halvorson R.H. y cols., 2002) señalan que la profundidad de curado depende de la luz irradiada, tiempo de exposición, y diferentes factores tales como: composición del material y shade de la resina compuesta y, muestran que la limitación mas importante del valor de la profundidad de curado es el *scattering*, y que éste es máximo cuando el tamaño de partículas es próximo a la mitad de la longitud de onda da la luz emitida (Ruyter I.E. y cols., 1982).

Dados los objetivos planteados en la presente Tesis Doctoral, es por tanto, de gran interés el estudio de la transmitancia y la profundidad de penetración óptica de las recientes resinas compuestas desarrolladas: nancomposites y siloranes, frente a algunos de los diferentes tipos de resinas compuestas existentes actualmente en el campo odontológico.

Para su cálculo, emplearemos los coeficientes de *scattering* y absorción,  $\mu_s$  y  $\mu_a$ , calculados a partir de los coeficientes de Kubelka-Munk (S y K) usando las relaciones propuestas recientemente por Thennadil (2008) entre dichos coeficientes y los correspondientes a la ecuación de transferencia radiativa, y descritos anteriormente en el apartado de Revisión Bibliográfica de nuestra Memoria.

Así, la transmitancia es calculada de acuerdo a la expresión:

$$T = e^{-(t / \mu_a + \mu_s)}$$

y la profundidad de penetración óptica conforme a:

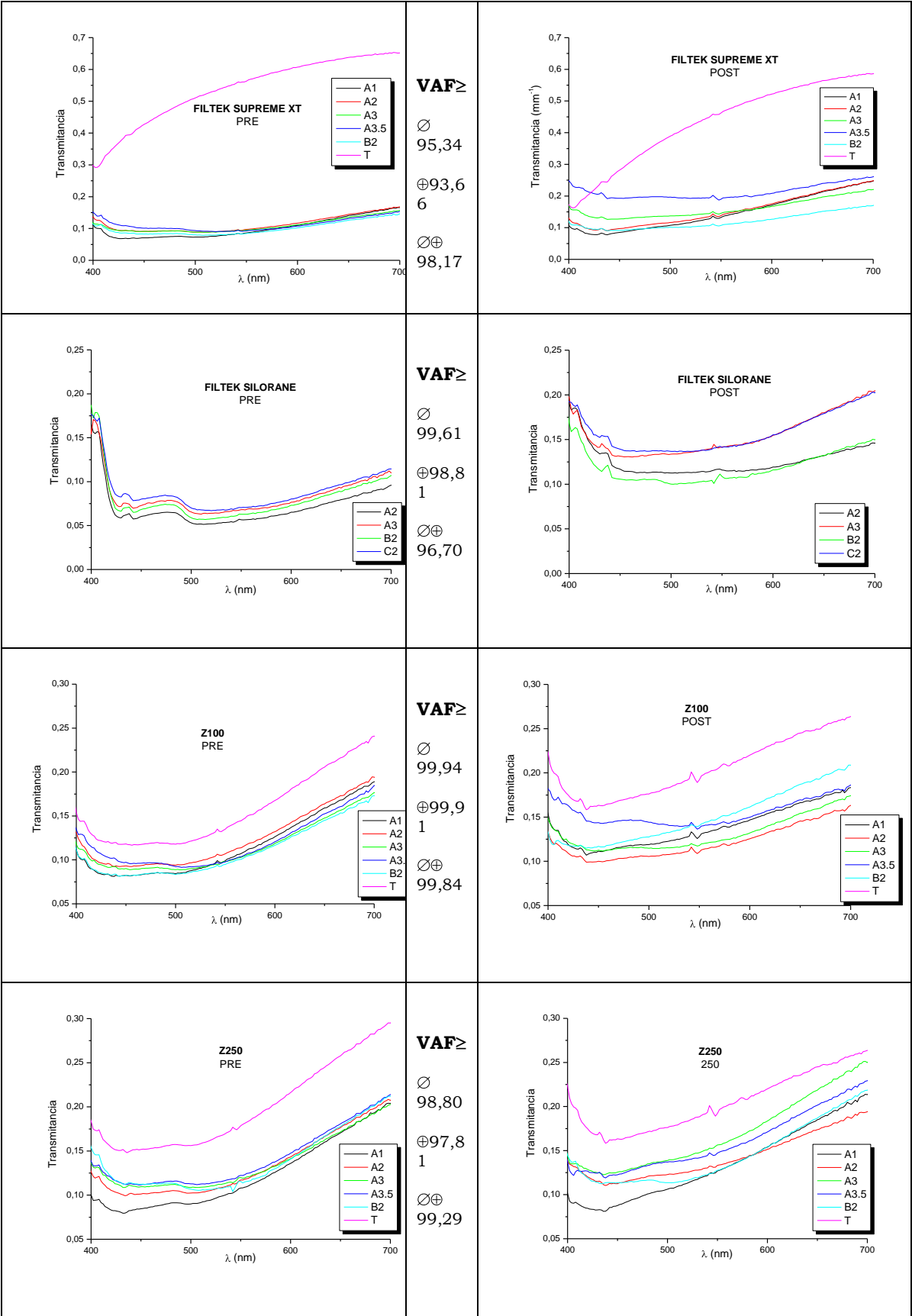
$$d = 1 / \mu_a + \mu_s$$

La Figura IV.17. muestra la distribución espectral de la transmitancia espectral calculada junto a los resultados de la prueba estadística VAF entre los diferentes shades de cada marca comercial pre y post fotopolimerización, y entre ellos.

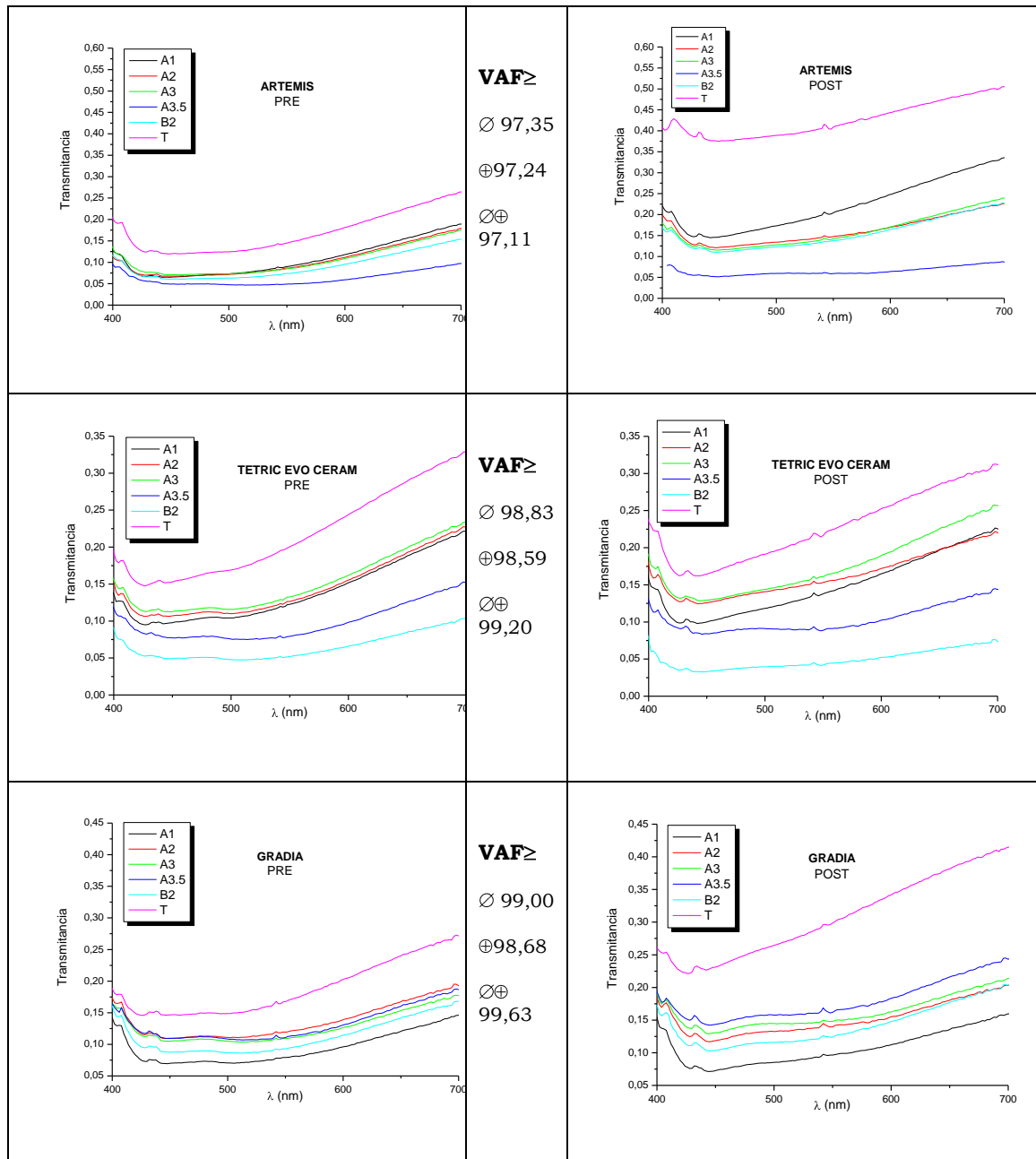
La Tabla IV.14. muestra los valores de la prueba estadística VAF entre los mismos shades de las diferentes marcas comerciales estudiadas.

En general, el comportamiento espectral de la transmitancia es similar para todas las resinas compuestas y shades como muestran los valores elevados del estadístico VAF. En general, e independientemente del tipo de material y shade, existe una disminución del valor de la transmitancia para longitudes de onda entre en el rango 400nm-420nm, a partir de esa longitud de onda, la transmitancia aumenta progresivamente a medida que la longitud de onda incrementa. Cabe resaltar, no obstante, el comportamiento diferente de algunas de las nuevas resinas compuestas con respecto a las "universales", en concreto, Filtek™ Silorane pre fotopolimerización y el shade Translúcido de Filtek™ Supreme XT. En el primer caso, se observa un descenso de los valores de la transmitancia en el rango 475nm-500nm, debido a los comportamientos del *scattering* y absorción anteriormente comentados. En el segundo caso, la transmitancia aumenta con la longitud de onda debido al decrecimiento con  $\lambda^4$  del *scattering* y el valor del coeficiente de Albedo, superior a la unidad, especialmente para la resina pre fotopolimerizada.

El rango de los valores de la transmitancia, como se observa en la Figura IV.17. es similar para los materiales y shades analizados, excepto para los shades translúcidos. En concreto, los valores se encuentra entre el 5% para  $\lambda=425\text{nm}$  aproximadamente para las shades A1, excepto para Artemis® shade A3.5 y Tetric Evo Ceram® shade B2 y 25% para  $\lambda=700\text{nm}$ . Este rango varía para los shades translúcidos. Éstos presentan los valores más elevados de la transmitancia con un rango comprendido entre 15% para  $\lambda=425\text{nm}$  para los especímenes pre fotopolimerizados y aproximadamente sobre el 45% ( $\lambda=700\text{nm}$ ) para Artemis® tras la fotopolimerización. Este elevado valor de la transmitancia es debido fundamentalmente a la disminución del *scattering* tras la fotopolimerización.







**Figura IV.17.** Distribución espectral de la Transmitancia de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial: ∅ pre fotopolimerización, ⊕ post fotopolimerización y ⊗⊕ entre pre y post fotopolimerización

SHADE	VAF ≥	
	PRE POLIMERIZACION	POST POLIMERIZACION
A1	97,46	96,15
A2	90,11	90,89
A3	93,62	96,47
A3.5	98,49	97,67
B2	90,88	97,2
T	96,16	94,95

**Tabla IV.14.** Valores del estadístico VAF para la Transmitancia entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados.

---

De la Figura IV.17. podemos observar que los especímenes fotopolimerizados presentan, en general, valores mas elevados de la transmitancia que los pre fotopolimerizados. Este comportamiento puede ser explicado desde dos puntos de vista. Primero, después de la fotopolimerización, las resinas compuestas están sometidas a un proceso de vitrificación que conduce a un estado cristalino. En este estado, el aire queda atrapado en los micro-huecos de la red de polímero, permitiendo una mayor transmisión. Segundo, la ordenación de la red del polímero, después de la polimerización, propicia el paso de la luz a través del espécimen. Este efecto conocido como “fotoblanqueamiento” está asociado al proceso de fotopolimerización, llamado fotopolimerización frontal (FFPP), y que ha sido estudiado anteriormente por Cabral J.T. y cols. (2004) y Warren J.A. y cols. (2005). Este comportamiento ya ha sido observado para la resina Z100™ (Chen Y.C. y cols., 2005), la cual es objeto de estudio también en esta Memoria. Chen Y.C y cols. (2005) mostraron, que el coeficiente de absorción disminuye con la polimerización, tal y como encontramos en nuestros resultados, excepto para longitudes de onda próximas a 400nm. Por tanto, podemos considerar que el aumento de la transmitancia tras la fotopolimerización, es debida en parte a la disminución del coeficiente a absorción. Además estos autores señalan que en la zona del espectro visible, 400nm-700nm el coeficiente de absorción de dicha resina disminuye a medida que la longitud de onda aumenta. Por tanto, este comportamiento, podría explicar, en parte, el aumento de la transmitancia con el aumento de la longitud de onda que encontramos en nuestros resultados; aunque en nuestro estudio, el aumento del valor de la transmitancia aparece a partir de 450nm. Por otra parte, la disminución del *scattering* para longitudes de onda medias y largas, no descrito anteriormente en la literatura, influye de forma significativa en el comportamiento espectral observado para la transmitancia.

En este sentido, nos planteamos analizar la correlación existente entre las propiedades ópticas y las características de morfológicas de las partículas de relleno. A modo de ejemplo, los coeficientes de correlación de Pearson para el shade A3 entre los coeficientes de *scattering* y absorción y la transmitancia se muestran en la Tabla IV.15.

En el caso del shade A3, los valores del coeficiente de correlación de Pearson son significativamente pequeños. Para las longitudes de onda corta, se observa una buena correlación entre la absorción, transmitancia y los parámetros del tamaño de partícula. Para longitudes de onda media, los valores de absorción parecen estar influenciados por el tamaño de partícula, mientras que para las longitudes de ondas largas los valores de circularidad presentan una correlación negativa muy fuerte con la transmitancia (valor del coeficiente de correlación de Pearson entre la circularidad y la transmitancia de -0,442). Del análisis conjunto de ambos shades, para longitudes de ondas cortas encontramos una correlación significativa entre el diámetro de Feret y el scattering y absorción. Para longitudes de ondas medias, la cantidad de relleno esta correlacionada negativamente con la absorción (valor del coeficiente de Pearson de -0,600) y una fuerte correlación positiva con la transmitancia (valor del coeficiente de Pearson de -0,736). Para esta región del espectro, se observa también que la transmitancia tiene una buena correlación con la circularidad. Para longitudes de onda larga, el tamaño de la partícula influye en la absorción, y la transmitancia tiene una correlación negativa con la circularidad.

146

Shade A3		Fracción Area	Diame. Feret Prom.	Diame. Feret d <sub>90</sub>	Diame. Feret d <sub>50</sub>	Area Prom.	Area d <sub>90</sub>	Area d <sub>50</sub>	Circulari. Prom.	Circulari. d <sub>90</sub>	Circulari. d <sub>50</sub>
Scattering S	400 nm	-0,070	0,390	0,390	0,456	0,332	0,404	0,525	0,300	0,040	0,325
	550 nm	-0,312	-0,412	-0,385	-0,449	-0,292	-0,388	-0,358	0,494	0,206	0,449
	700 nm	-0,141	-0,172	-0,142	-0,215	-0,073	-0,161	-0,138	0,357	0,044	0,320
Absorción K	400 nm	-0,266	-0,649	-0,654	-0,683	-0,613	-0,656	-0,733	0,029	0,291	0,006
	550 nm	-0,051	0,479	0,462	0,573	0,303	0,458	0,552	0,099	0,116	0,159
	700 nm	-0,119	0,398	0,377	0,497	0,209	0,374	0,465	0,125	0,195	0,187
Transmitancia T	400 nm	0,390	0,724	0,732	0,744	0,704	0,731	0,789	-0,154	-0,416	-0,135
	550 nm	0,331	-0,085	-0,092	-0,142	-0,034	-0,091	-0,213	-0,553	-0,289	-0,567
	700 nm	0,211	-0,157	-0,171	-0,191	-0,118	-0,153	-0,249	-0,442	-0,167	-0,453

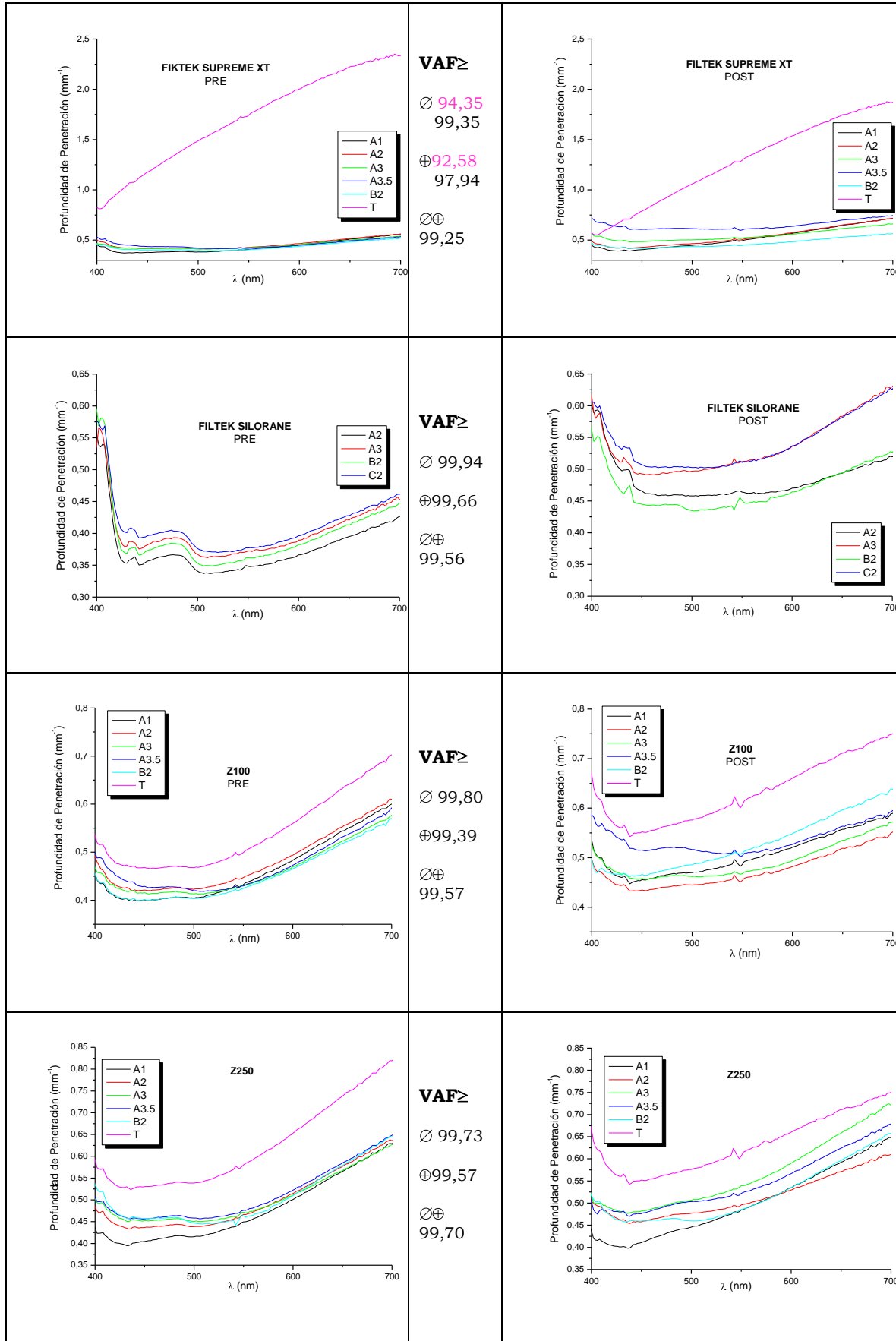
**Tabla IV.15.** Coeficientes de correlación de Pearson entre los datos morfológicos y *scattering*, absorción y transmitancia

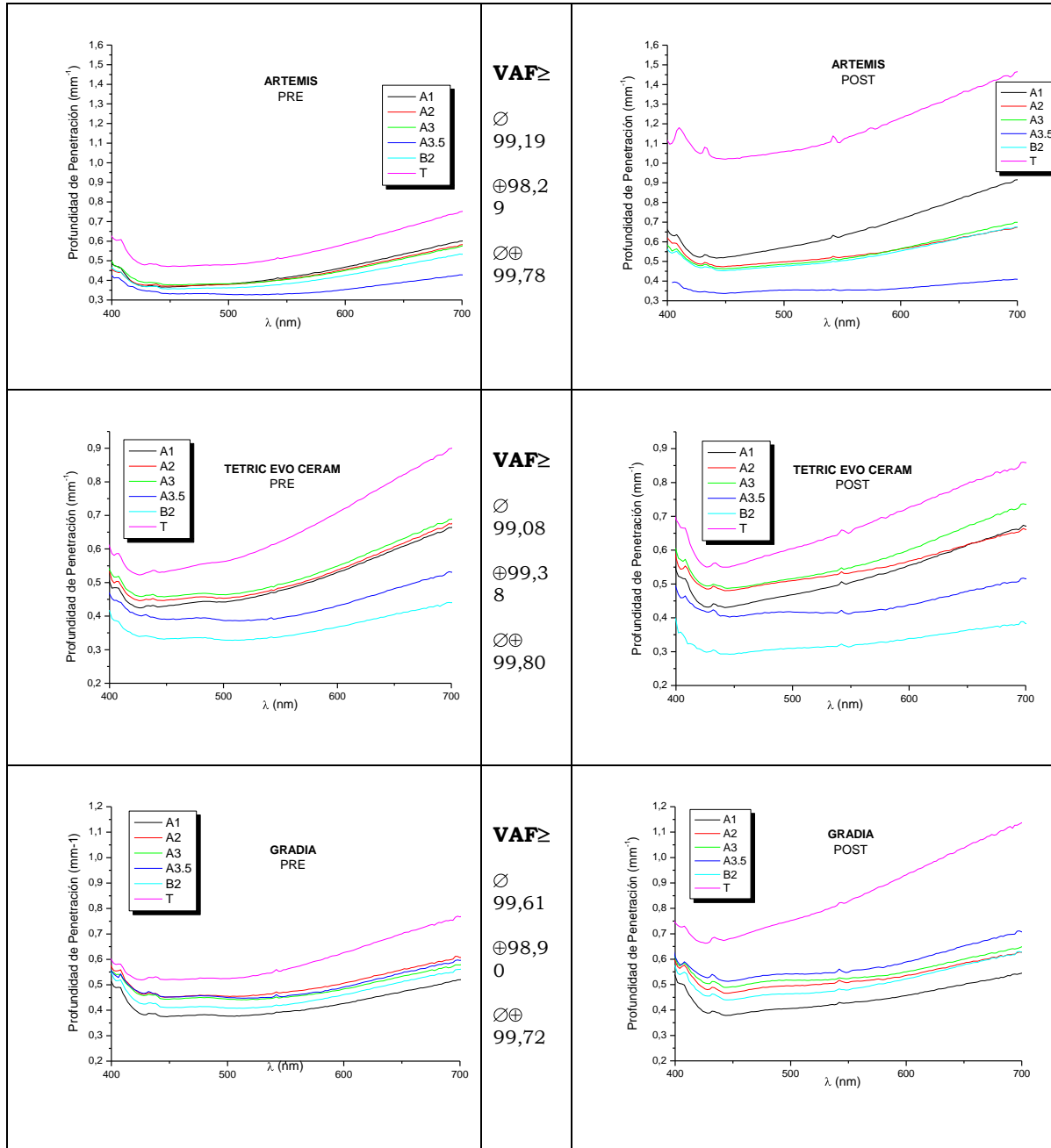
La Figura IV.18. muestra la distribución espectral de la profundidad de penetración óptica para cada material y cada shade antes y después de la

fotopolimerización, junto con los resultados de la prueba estadística VAF entre los diferentes shades de cada marca comercial pre y post fotopolimerización, y entre ellos. Igualmente, la Tabla IV.16. muestra los valores de la prueba estadística VAF entre los mismos shades de las diferentes marcas comerciales estudiadas.

Del análisis de las figuras anteriores, podemos verificar que, excepto para el shade Translúcido de Filtek™ Supreme XT, todos los materiales presentan un mismo comportamiento espectral ( $VAF > 98\%$  en todos los casos estudiados). En concreto, excepto en el rango de 400nm a 450nm, las resinas compuestas presentan un incremento en la penetración óptica como una función creciente de la longitud de onda. Este resultado, ya había sido descrito anteriormente (Dos Santos G.B., 2008), aunque sólo ha sido analizado el shade A2 de Filtek™ Supreme XT y Z250™. Este aumento con la longitud de onda viene justificado por el menor *scattering* y absorción a medida que aumenta la longitud de onda descrito anteriormente.

Diferente comportamiento espectral presenta el shade Translúcido del Filtek™ Supreme XT. La penetración óptica aumenta de forma progresiva a medida que lo hace la longitud de onda. Este resultado es debido al decrecimiento exponencial que presenta esta resina compuesta frente al resto de las estudiadas debido al tamaño de sus partículas de relleno. Confirmando que el tamaño de partícula influye de forma significativa en la penetración óptica de estos materiales.





**Figura IV.18.** Distribución espectral de la Profundidad de Penetración de los diferentes materiales evaluados pre y post fotopolimerización y valores VAF obtenidos entre los diferentes shades de la misma marca comercial:  $\emptyset$  pre fotopolimerización,  $\oplus$  post fotopolimerización y  $\oplus\oplus$  entre pre y post fotopolimerización

SHADE	VAF ≥	
	PRE POLIMERIZACIÓN	POST POLIMERIZACIÓN
A1	99,39	98,83
A2	98,32	97,33
A3	98,6	99,43
A3.5	99,61	99,3
B2	98,44	99,25
T	96,59	94,76

**Tabla IV.16.** Valores del estadístico VAF para la Profundidad de Penetración entre los mismos shades de las diferentes materiales evaluados.

Cuando comparamos la profundidad de penetración óptica para especímenes pre y post fotopolimerizados se encuentran tendencias similares a las encontradas para la transmitancia, es decir, los especímenes fotopolimerizados presentan, en general, valores más elevados de la transmitancia que los pre fotopolimerizados. Así, los valores se encuentran entre, aproximadamente  $0.35\text{mm}^{-1}$  para  $\lambda=425\text{nm}$  para Artemis® shade A3.5, Tetric Evo Ceram® shade B2 y Filtek™ Silorane ( $\lambda=500\text{nm}$ ) y  $0.65\text{mm}^{-1}$  para  $\lambda=700\text{nm}$ . Este rango varía para los shades translúcidos. Éstos presentan los valores más elevados de la penetración óptica con un rango comprendido entre  $0.50\text{mm}^{-1}$  (Artemis®) para  $\lambda=425\text{nm}$  para los especímenes pre fotopolimerizados y aproximadamente sobre el  $1.4\text{mm}^{-1}$  ( $\lambda=700\text{nm}$ ) para Artemis® tras la fotopolimerización.

---

# ***Capítulo V. Conclusiones***

151

---





A continuación, se exponen las principales conclusiones derivadas de la presente Tesis Doctoral:

1.- Las tendencias en los cambios cromáticos que sufren los siloranes son similares a las de los tradicionales dimetacrilatos, con un incremento de  $a^*$  y  $b^*$  y un aumento en  $L^*$ . No obstante, los resultados estadísticos confirman que los siloranes no presentan variaciones estadísticamente significativas en luminancia tras la fotopolimerización presentando, por ello, mayor estabilidad cromática que las resinas dentales de dimetacrilatos: híbridos, nanohíbridos y nanocomposites.

2.- La aplicación de métodos y técnicas en esta Tesis Doctoral, basados en el cálculo de diferencia de color, ha permitido establecer los valores de los parámetros de translucidez y opalescencia para las nuevas resinas compuestas. En general, tras la fotopolimerización se evidencia un aumento en los valores de los parámetros de translucidez y de opalescencia. La resina compuesta Filtek™ Silorane tanto pre como post fotopolimerización muestra mayor opacidad y menor opalescencia, respecto a las resinas compuestas universales de dimetacrilato. Sin embargo, las nuevas resinas de nanocomposite muestran un comportamiento similar, excepto el shade translúcido que presenta alta opalescencia y translucidez, notablemente superior al esmalte dental. Las características particulares descritas de estos materiales, recientemente desarrollados, deberían tenerse en cuenta para la selección final del material restaurador conforme a las necesidades del diente a restaurar.

3.- Se ha desarrollado un nuevo método basado en procesado y análisis de imágenes digitales obtenidas con Fe-SEM para el estudio morfológico de las propiedades del relleno inorgánico de las resinas compuestas dentales. Conforme a este método se han determinado la morfología, tamaño y distribución de las partículas de la matriz de relleno inorgánico de los tres tipos de resinas compuestas dentales analizados: “universales”, nanohíbridos y nanocomposites. En contra de lo que cabría esperar, para los nanocomposites, excepto el shade translúcido de Filtek™ Supreme XT, el

tamaño de partícula no difiere de las resinas compuestas tradicionales, debido a la presencia de nanoclusters en el relleno inorgánico. Los resultados obtenidos para las resinas compuestas basadas en silorane muestran morfología y distribución similar a las que presentan las clásicas resinas compuestas híbridas.

Los resultados obtenidos han permitido establecer, además, que el cambio de color tras la fotopolimerización también depende de las características morfológicas de la matriz de relleno inorgánico y no sólo de la matriz orgánica como hasta ahora se ha establecido en la literatura.

4.- La evaluación y caracterización óptica de estos nuevos materiales dentales de restauración directa, permite comprobar que para las resinas compuestas, la absorción prevalece frente al *scattering* para las longitudes de onda cortas a partir de las cuales, el *scattering* comienza a ser predominante. Los nanocomposites presentan un comportamiento similar al de los dimetacrilatos analizados, excepto para el shade translúcido del nanocomposite debido al tamaño de escala nanométrica de las partículas de la matriz de relleno inorgánico. El comportamiento espectral del *scattering* y la absorción de la resina compuesta Filtek™ Silorane pre fotopolimerización difieren en el rango de 420nm-480nm con respecto a los dimetacrilatos, probablemente debido a la presencia de nuevos componentes foto-iniciadores en los siloranes.

5.- El comportamiento espectral de la transmitancia de nanocomposites es similar al de los "universales", así, existe una disminución del valor de la transmitancia para longitudes de onda entre en el rango 400nm-420nm, a partir de esa longitud de onda, la transmitancia aumenta progresivamente a medida que la longitud de onda incrementa. Destacar la excepción del shade translúcido del Filtek™ Supreme XT debida a la disminución del *scattering* para las longitudes de onda medias y largas que presenta este shade.

Excepto para la resina compuesta Filtek™ Silorane, las resinas dentales presentan un comportamiento espectral similar tras la fotopolimerización, aunque con valores más elevados de la transmitancia.

6.- Las resinas compuestas presentan un incremento en la penetración óptica como una función creciente de la longitud de onda, debido al descenso acusado del scattering y la absorción con el aumento de la longitud de onda.

7.- De los resultados del presente estudio, podemos inferir que el nuevo sistema de restauración dental basado en la tecnología del silorane, Filtek™ Silorane, muestra propiedades ópticas diferentes a las resinas compuestas de dimetacrilato. La tecnología del silorane proporciona resinas compuestas dentales con una mayor estabilidad cromática después de la fotopolimerización, pero una menor translucidez. En la práctica clínica odontológica, se debe tener en cuenta su falta de translucidez ya que utilizado en capas superficiales de una restauración dental podría quitarle naturalidad y vitalidad a la misma. Este comportamiento, junto a la baja contracción y stress de fotopolimerización de los siloranes, hace, en principio, recomendable su uso como material de restauración idóneo para capas profundas de una restauración dental, o como un buen restaurador de la dentina dental, como señalan sus fabricantes.

8.- Los nanocomposites dentales muestran propiedades ópticas análogas a los dimetacrilatos. La formación de nanoclusters, explica en gran medida este comportamiento. Este resultado, junto con el aumento de la capacidad de pulido, resistencia al desgaste y a la fractura indican que estos materiales son al menos tan buenos como los híbridos, por lo podrían ser utilizados para las mismas indicaciones clínicas, así como para restauraciones anteriores, debido a sus elevadas propiedades estéticas.



---

# ***Capítulo VI: Referencias bibliográficas***



- ❖ 3M ESPE Z250 Technical Report
  
- ❖ Albers, H. Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales. Labor. Barcelona Primera ed., 1988.
  
- ❖ Albers H. Tooth Colores Restoratives. Principles and Techniques. Bc Decker Inc. London. Ninth Ed. 2002.
  
- ❖ Antonucci J., Dickens S., Fowler B., Xu H., McDonough W. Chemistry of Silanes: Interfaces in dental polymers and composites. Trans Acad Dent Mater; 2003, 17: 81-109.
  
- ❖ Ardu S., Feilzer A.J., Devigus A., Krejci I. Quantitative clinical evaluation of esthetic properties of incisors. Dent Mater. 2008; 24: 333 – 340.
  
- ❖ Arnfield M.R., Tulip J., McPhee M.S. Optical Propagation in tissue with anisotropic scattering. IEEE Trans Biomed Eng.:1988; 35; 372-381.
  
- ❖ Arikawa H., Fuji K., Kanie T., Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. Dent Mater. 1998; 14: 405 – 411.
  
- ❖ ASTM E1617-97, “Standard practice for reporting particle size characterization data”, American Society for Testing and Materials, West Conshohocken PA, 1997.
  
- ❖ Atmadja G., Bryan R.W. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. Aust Dent j. 1990; 35: 213 – 218.
  
- ❖ Azzopardi N., Moharamzadeh K., Wood D. J., Martin N., Van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. Dent Mater 2009; 25: I564 - I568
  
- ❖ Baratieri L. Monteiro S., Caldeira M., Cardoso L., Cardoso A., Vicente A. Estética - Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores



fracturados. Livraria Santos Editora Ltda. 2 ed. Sao Paulo: 2004.

❖ Beun S., Glorieux T., Devaux J., Vreven J., Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater*; 2008; 23: 51 – 59.

❖ Boulnois J.L., Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. *Lasers Med. Sci.* 1986; 1: 47-66.

❖ Bolt R.A., Tenbosh J.J., Coops J.C. Influence of window size in small-window color measurement, particularly of teeth. *Physcs in Medicine and Biology*; 1994; 39: 1133 – 1142.

❖ Bongard M. 2003. "Visual guide: Measuring cells with ImageJ", <http://naranja.umh.es/~atg/B1098370398/343939713/index.html>

❖ Bowen R.L. Properties of silica reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66: 57 – 64.

❖ Brinkworth B.J., Interpretation of the Kubelka-Munk Coefficients in reflection theory, *Appl Opt.* 1972; 11: 1434 - 1435.

❖ BS 3406-5:1983, "Methods for determination of particle size distribution. Part 4: Guide to microscopy and image analysis methods", British Standard Institute, London.

❖ Cabral J.T., Hudson S.D., Harrison C., Douglas J.F. Frontal photopolymerization for microfluidic applications. *Langmuir.* 2004; 20: 10020 – 10029.

❖ Cao G.; Nanostructures and nanomaterials. Imperial College Press, Londres, 2004.

❖ Caughman W.F., Caughman G.B. Shiflett R.A., Rueggeberg F., Schuster

G.S. Correlation of citotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomater.* 1991; 12: 737 – 740.

- ❖ Chandrasekhar S., *Radiative Transfer*, Dover, New York, 1960.
- ❖ Chen Y.C., Ferracane J.L., Prah1 S.A. A pilot study of a simple photon migration model for predicting depth of cure in dental composite. *Dent Mater.* 2005; 21: 1075 – 1086.
- ❖ Cheong W., Prah1 S.A., Welch A.J. A review of the optical properties of Biological Tissues, *IEEE J Quant Elec.* 1990; 26: 2166-2185.
- ❖ CIE Publ. 15.2, *Colorimetry*. 2<sup>nd</sup> Ed. CIE Central Bureau, Viena, 1986.
- ❖ CIE Technical report: *Industrial color – difference evaluation*. CIE Pub N° 116. CIE Central Bureau, Vienna, Austria, 1995.
- ❖ CIE Publ. 142 – 201. *Improvement to Industrial Colour – Difference Evaluation*. CIE Central Bureau, Viena, 2001.
- ❖ CIE. *Technical Report: Colorimetry*. CIE Pub N° 15.3. CIE Central Bureau, Viena, Austria, 2004.
- ❖ Clewell D.H. Scattering of light by pigments particles. *J Opt Soc Am.* 1941; 31: 521 – 527.
- ❖ Da Costa J., Vargas M., Swift Jr.E., Anderson E., Ritter S. Color and contrast ratio of resin composites for whitened teeth. *J Dent.* 2009; 37S. e27 – e33.
- ❖ Dos Santos G.B., Monte Alto R.V., Sampaio Gilho H.R., Da Silva E.M. Fellows. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mat.*, 2008; 24: 571 – 576.

- ❖ Douglas R.D., Brewer J.D. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 254 – 260.
- ❖ Douglas R.D., Steinhauer T.J., Wee A.G. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent* 2007; 97:200-208
- ❖ Eldiwany M., Friedl K.H., Powers J.M. Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent.* 1995; 8: 179 – 181.
- ❖ Eick D., Smith R., Pinzino C., Kostoryz L. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *Journal of Dentistry.* 2006; 34: 405 – 410.
- ❖ Eick D., Khota S., Chappelow C., Kilway K., Giese G., Glaros A., Pinzino C. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater.* 2007; 23: 1011 – 1017.
- ❖ Emani N., Sjö Dahl M., Soderholm K.J.M. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particle filled resin composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 721 – 730.
- ❖ Ferracane J.L. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985; 1: 11 – 14.
- ❖ Ferracane J.L., Aday P., Matsumoto H., Markerer V.A. Relationship between shade and depth of cure for Light activated dental composite resins. *Dent Mater.* 1986; 2: 80 – 84.
- ❖ Ferracane J.L., Condon J. R. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater.* 1992; 8: 290 – 295.
- ❖ Flock S.T., Wilson B.C., Patterson M.S. Total attenuation coefficients and scattering phase functions of tissues and phantom materials at 633nm, *Med*

Phys. 1987; 14: 835-841.

❖ Flock S.T., Patterson M.S., Wilson B.C., Wyman D.R. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues I: model predictions and comparison with diffusion theory. *IEEE Trans biomed Eng.* 1989; 36: 1162-1168.

❖ Fortin D., Vargas M. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 22S–30S.

❖ Furuse A., Gordon K., Rodrigues F., Silikas N., Watts D.C. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent.* 2008; 36: 945 – 952.

❖ García Barbero J. *Patología y Terapéutica Dental*. 1ª ed. Madrid: Editorial Síntesis, S.A. 1997.

❖ Gate L.F. Comparison of the photon diffusion model and Kubelka-Munk equation with the exact solution of the radiative transport equation, *Appl Opt.* 1974; 13: 236-238.

❖ Gemert Van M.J.C., Welch A.J., Star W.M., Motamedi M., Cheong W.F. Tissue optics for a slab geometry in the diffusion approximation, *Lasers Med Sci.* 1987; 2: 295-302.

❖ Ghinea R. Un Nuevo método basado en análisis de imágenes para la caracterización óptica de los composites dentales. [Trabajo de Investigación Tutelada] Universidad de Granada; 2008.

❖ Grajower R., Wozniak W.T., Lindsay J.M. Optical properties of composite resins. *J Oral Rehabil.* 1982; 9: 389–399.

❖ Halvorson R.H., Erickson R.L., Davidson C.L. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002; 18: 463 – 469.

- ❖ Huertas R, Rivas M.J., Melgosa M, Sánchez-Marañón M, Boschle S, Damelin-court J.J. Uniformity of Lighting in Color Assessment Cabinets. 19 Congress of the International Commission for Optics (ICO). SPIE (The International Society for Optical Engineering) Proceedings Volume 4829, 879-880. Firenze (Italia), 25-30 de Agosto 2002.
- ❖ Ikeda T., Sidhu S.K., Omata Y., Fujita M., Sano H. Color and translucency of opaque shades and body shades of resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113: 170–173.
- ❖ ISO 9276-1:1998, "Representation of results of particle size analysis – Part 1: Graphical representation", International Organization for Standardization, Geneva 1998
- ❖ ISO 9276-2:2001, "Representation of results of particle size analysis – Part 2: Calculation of average particle size/diameters and moments from particle size distribution", International Organization for Standardization, Geneva 2001
- ❖ ISO 13322-1:2004, "Particle size analysis – Image analysis methods – Part 1: Static image analysis methods", International Organization for Standardization, Geneva 2004
- ❖ Jacques S.L. Diffuse reflectance from a semi-infinite medium. NewsEtc, Oregon Medical Laser Center, 1999.
- ❖ Jhonston W.M., Reisbick M.H. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater.* 1997; 13: 89–97.
- ❖ Jordan R.E. *Composites en Odontología Estética.* 1º ed. Barcelona. Masson. 1994.
- ❖ Kim I.J. y Lee Y.K. Changes in color and color Parameters of dental resin

composites after polymerization. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2007; 80B: 541 – 546.

❖ Kim B.J., Lee Y.K. Influence of the shade designation on the color difference between the same shade-designated resin composites by the brand. *Dent Mater.* 2009; 25: 1148 – 1154.

❖ Kim J.H., Lee Y.K., Powers J.M. Influence of a Series of Organic and Chemical Substances on the Translucency of Resin Composites. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006; 77B: 21 – 27.

❖ Kobashigawa AI, Angeletakis C. Opalescence fillers for dental restorative composite. US Patent 6, 232,367; 15 May (2001).

❖ Koran P., Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998; 10: 17 – 22.

❖ Kubelka P, Munk F. A contribution to the optic paint. *Journal of Technical Physic.* 1931; 12: 593-601.

❖ Kubelka P, New contributions to the optics of intensely light-scattering materials Part I, *J Opt Soc Am.* 1954; 44: 330-335.

❖ Kueni R.G., Marcus R.T. An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research and Application.* 1979; 4: 83–91.

❖ Lee Y.K., Powers J.M. Color and optical properties of resin based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent.* 2001; 14: 349–354.

❖ Lee Y. K., Lim B.S., Kim C.W. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater).* 2002; 63: 657 – 663.

- ❖ Lee Y.K., Lim B.S., Rhee S.H., Yang H.C., Powers J.M. Changes of optical properties of dental nano-filled resin composites after curing and thermocycling. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2004; 71B: 16–21.
  
- ❖ Lee Y.K. Influence of color coordinates on the color changes after polymerization and thermocycling of dental resin composites. *Journal of Materials Science.* 2005a; 40: 2855–2860.
  
- ❖ Lee Y.K., Lim B.S., Kim C.W. Difference in the color and color change of dental resin composites by the background. *J Oral Rehabil.* 2005b; 32: 227–233.
  
- ❖ Lee Y.K., Lu H., Powers J.M. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater.* 2005c; 21: 1068 – 1074.
  
- ❖ Lee Y.K. Comparison of CIELAB  $\Delta E^*$  and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 678 – 682.
  
- ❖ Lee Y.K., Lu H., Powers J.M. Influence of fluorescent and opalescent properties of resin composites on the masking effect. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006; 76B: 26 – 32.
  
- ❖ Lee Y. K. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater.* 2007; 23: 124 – 131.
  
- ❖ Lee Y.K., Powers J.M. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. *Dent Mater.* 2007; 23: 259 – 264.
  
- ❖ Lee Y.K., Yu B. Measurement of opalescence of tooth enamel. *J Dent.* 2007; 35: 690 – 694.
  
- ❖ Lee Y. K. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24: 1243

- 1247.

❖ Leloup G., Holvoet P.E., Bebelman S., Devaux J. Raman scattering determination of depth of cure for light activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 510-515.

❖ Leonard D.L., Charlton D.G., Roberts H.R., Hilton T.J., Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microfilled composite. *Oper Dent.* 2001; 26: 176 – 180.

❖ Lim Y.K., Lee Y.K. Fluorescent emission of varied shades of resin composites. *Dental Material.* 2007; 23: 1262 – 1268.

❖ Lim Y.K., Lee Y.K., Lim B.S., Rhee S.H., Yang H.C. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater.* 2008; 24: 67 – 73.

❖ Lindsey D.T., Wee AG Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *J Dent.* 2007; 35: 593 – 599.

❖ Llamas Cadaval R., Villa Vigil A. *Biología de la pulpa y de los tejidos periapicales en Endodoncia, Técnicas clínicas y bases científicas.* Canalda Salí C, Aguade Brau. Ed. Masson S.A. Barcelona. 2001.

❖ Lu H., Lee Y.K., Villalta P., Powers J.M., Garcia-Godoy F. Influence of the amount of UV component in daylight simulator on the color of dental composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 322 - 327.

❖ Luo M.R., Cui G., Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formulae: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001; 26: 340 – 350.

❖ Luo W., Westland S., Ellwood R., Pretty I.A. “Evaluation of whiteness formulae for teeth”. *Proceedings of 10<sup>th</sup> Congress of the International Color Association.* 2005: 839 – 842.



- ❖ Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, et al. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 574 – 8.
- ❖ Mie G., Beitrage zur optic truber medien speziell kollodialer matallosungen, *Ann Phys.* 1908; 25: 377-445.
- ❖ Mitra S.B., Wu D., Holmes B.N. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA.* 2003; 34: 1382 - 1390.
- ❖ Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. *J Dent Res* 1981; 60: 890 – 4.
- ❖ Mohsen N., Craig R. Hydrolytic stability of silanated zirconium silica-urethane dimethacrylate composites. *J. Oral Rehabil.* 1995; 22: 213-220.
- ❖ Moszner N, Klapdohr S. Nanotecnology for dental composites. *Int J Nanotechnol.* 2004; 1:130 - 156.
- ❖ Myers M.L., Caughmann W.F., Rueggeberg F.A. Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont.* 1994; 3: 149 – 157.
- ❖ NFX11-696, "Test methods for particle size analysis through image analysis", Normalization Francaise (AFNOR), Paris
- ❖ Noort R. V. Introduction to dental materials. 1ª ed. London: Mosby, 1994.
- ❖ Paravina R., Ontiveros J., Powers J.M. Curing.dependent changes in color and translucency parameter of composites bleach shades. *J Esthet Restor Dent.* 2002; 14: 158–166.
- ❖ Paravina R., Kimura M., Powers J.M. Evaluation of polymerization-

dependent changes in color and translucency of resin composite using two formulae. *Odontology*. 2005; 93; 46 – 51.

❖ Paravina R. Performance assessment of dental shade guides. *J Dent*. 2009; 37: 15 – 20.

❖ Pérez M.M. Determinación experimental de umbrales de discriminación cromática bajo distintos modos de presentación. Adecuación a recientes fórmulas de diferencias de color. [Tesis Doctoral] Universidad de Granada; 1994.

❖ Pérez M.M., Saleh A., Yebra A., Pulgar R. Study of the variation between CIELAB  $\Delta E^*$  and CIEDE2000 color differences of resin composites. *Dental Material Journal*. 2007; 26(1): 21–28.

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

169

---

❖ Pérez M.M., Ugarte-Alvan L., Paravina R. Optical Characterization of Silorane Composite Compared to Universal and Nanocomposites. 1st Annual Meeting of the Society for Color and Appearance in Dentistry Houston, June 17-18, 2009b.

❖ Pianelli C., Devaux J., Bebelman S., Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determinate the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res*. 1999;48: 675 – 681.

❖ Pilo R. Cardash H.S. Post-irradiation polymerization of deifferent anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*. 1992; 8: 299 – 304.

❖ Prahl S.A. Light transport in tissue. [PhD Thesis] University of Texas; 1988.

- ❖ Prahl S.A., Gemert Van M.J.C., Welch A. J. Determining the optical properties of turbid media using the adding-doubling method. *Appl Opt.* 1993; 32: 559-568.
- ❖ Powers J.M., Yeh C.L., Miyagawa Y. Optical properties of composites of selected shades in white light. *J Oral Rehabil.* 1983; 10: 319-324.
- ❖ Ragain J.C., Jhonston W.M. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research and Application.* 2000; 25: 278-385.
- ❖ Rayleigh L. On the light from the sky, its polarization and colour, *Philos Mag.* 1871; 41: 107-120.
- ❖ Rueggeberg F.A., Caughmann W.F. Curtis J.W. Jr., David H.C. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent.* 1993;6: 91 – 95.
- ❖ Rueggeberg F.A., Caughmann W.F. Curtis J.W. Jr. Effect of the intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26 – 32.
- ❖ Rueggeberg F.A., Erge J.W., Mettenburg D.J. Polymerization depth of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000; 12: 340 – 349.
- ❖ Rüttermann S., Kruger S., Raab W.H.M., Janda R., Polymerization shrinkage and hygroscopy expansion of contemporary posterior resin-based filling materials- A comparative study. *J Dent.* 2007; 35: 806 – 813.
- ❖ Ruyter I.E., Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand.* 1982; 40: 179 – 192.

- ❖ Ruyter I.E., Niler K., Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crowns and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3: 246–251.
- ❖ Sakaguchi R.L., Berge H.X. Reduced light energy intensity decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversions in composites. *J Dent.* 1998; 26: 695 – 700.
- ❖ Saleh A. Influencia de la fuente de fotoactivación, y del espesor sobre la variación del color y la translucidez de nuevos composites. [Tesis Doctoral] Universidad de Granada; 2007.
- ❖ Sarkar N.K., Karmaker A., Prasad A., Shih F. Simulation of in vivo degradation of dental composites. *J Mater Sci Let.* 1999; 18:1749-52.
- ❖ Schmiidsedeir J. Atlas de Odontología Estética. Edición Española. Ed. Masson. Barcelona, 1999.
- ❖ Segui R., Hewlett E.R., Kim J. Visual and instrument colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989; 68: 1760–1764.
- ❖ Segui R., Gritz M.D., Kim J. Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dent Mater.* 1990; 6: 133–137.
- ❖ Shortall A.C., Palin W.M., Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.* 2008; 87(1):84-88.
- ❖ Silikas N., Eliades G., Watts D.C. Light intensity on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater.* 2000; 16: 292 – 296.
- ❖ Sim C.P., Yap A.U., Teo J. Color perception among different dental personnel. *Operative Dentistry.* 2001; 26: 435–439.

- ❖ Soh M.S., Yap A., Sellinger A. Metacrylate and epoxy functionalized nanocomposites based on silsesquioxane cores for use in dental applications. *European Polymer Journal*. 2007; 43: 315–327.
  
- ❖ Star W.M., Marijnissen J.P.A., Gemert Van M.J.C. Light dosimetry in optical phantoms and in tissues: I. Multiple flux and transport theory, *Phys Med Biol*. 1988; 33: 437-454.
  
- ❖ Sumita B., Dong W., Holmes B. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA*. 2003; 134: 1382 – 1390.
  
- ❖ Suzuki S, Suzuki SH, Cox CF. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel. *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 74 – 80.
  
- ❖ Svaasand L.O., Doiron D.R., Profio A.E. Light distribution in tissue during photoradiation therapy, *USC Instit Phys imaging Sci, USC-IPIS*. 1981; 900-902.
  
- ❖ Swartz M.L., Phillips R.W., Rhodes B. Visible light-activated resins-depth of cure. *J Am Dent Assoc*. 1983; 106: 634 – 637.
  
- ❖ Tanoue N., Koishi Y., Matsumura H., Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *J Oral Rehabil*. 2001; 28: 618 – 623.
  
- ❖ Tezvergil-Mutluay A., Lassila L.V.J., Vallitu P.K. Incremental layers bonding of silorane composite: The initial bonding properties. *J Dent*. 2008; 36: 560 – 563.
  
- ❖ Thennadil S.N. Relationship between the kubelka-munk scattering and radiative transfer coefficients, *J Opt Soc Am A*. 2008 2, 5 (7): 1480-1485.
  
- ❖ Tirtha R., Fan P.L., Dennison J.B., Powers J.M. In vitro depth of cure of

photoactivated composites. *J Dent Res.* 1982; 61: 1184 – 1187.

❖ Touati B., Miara P., Nathanson D. *Odontología estética y restauraciones cerámicas.* Ed. Masson S.A. Barcelona, 2000. Pp 61 – 79.

❖ Uchida H., Vaidyanathan J., Viswanadhan J., Vaidyanathan T.K. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 3722–377.

❖ Uno S., Tanaka T., Natzuisaka A., Abo T. Effect of show-curing on cavity wall adaption using a new intensity-changeable light source. *Dent Mater.* 2003; 19: 147 – 152.

❖ Vargas M.A., Cobb D.S., Schmit J.L. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Operative Dent.* 1998; 23: 87 – 93.

❖ Venhoven B.A.M., De Gee A.J., Davidson C.L. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomater.* 1996; 17: 2313 – 2318.

173

---

❖ Vichi A., Ferrari M., Davidson C.L. Color and opacity variations in three different resin-based composite products alter water aging. *Dent Mater.* 2004; 20: 530 534.

❖ Vichia A., Fraioli A., Davidsonc C., Ferrari M. Influence of thickness on color in multi-layering technique. *Dent Mater.* 2007; 23: 1584–1589.

❖ Warren J.A., Cabral J.T., Douglas J.F. Solution of a field theory model of frontal photopolymerization. *Phys Rev E.* 2005; 72: 021801.

❖ Watts D.C., Cash A.J. Analysis of optical transmission by 400-500nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J. Den.* 1994; 22:112-117.

❖ Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Den Mat.* 2005; 21: 68-74.

- ❖ Willems G., Lambrechts P., Mraem M., Celis J.P., Vanherle G. Classification of dental composites according to the morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992; 8: 310–319.
- ❖ Wyszecki G. Color matching and color-difference matching. *J Opt Soc Am.* 1972; 62:117 – 128.
- ❖ Yap A.U., Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent.* 2001; 26: 460 – 466.
- ❖ Yu B., Lee Y.K. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent.* 2008a; 36: 840 – 846.
- ❖ Yu B., Lee Y.K. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dent Mater.* 2008b; 24: 1236 – 1242.
- ❖ Yoon G. Absorption and scattering of laser light in biological media – mathematical modeling and methods for determining optical properties. [PhD Thesis] University of Texas; 1988.

---

# ***Capítulo VII. Producción Científica***

175

---





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

1.- *Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofiller composite.*

Pérez M.M., Ghinea R., **Ugarte-Alván L.**, Pulgar R., Paravina R.

Journal of Dentistry. In press

2.- *Influence of surface roughness on color of dental-resin composites.*

Ghinea R., **Ugarte-Alván L.**, Yebra A., Paravina R., Pérez M.M.

Dental Materials Journal. Accepted with major revision.

3.- *Optical characterization of Nanocomposites compared to Universal dental composites.*

**Ugarte-Alván L.**, Ghinea R., Pérez M.M.

International American Dental Research. General Session (accepted).

---

177

4.- *Organic matrix influence on color and translucency of dental composites.*

**Ugarte-Alván L.**, Ghinea R., Paravina R., Pérez M.M.

International American Dental Research. General Session (accepted).

5.- *Optical Characterization of Dental-Resin Composites Based On Image Analysis.*

Ghinea R., **Ugarte-Alván L.**, Ionescu A.M., Cardona J.C., Pérez M.M.

International American Dental Research. General Session (accepted).

6.- *Caracterización óptica de un nanocomposite vs composites híbridos.*

López García JM; **Ugarte-Alván L.**; Pérez Gómez MM.; Lucena Martin C.;

Pulgar Encinas R.

XVIII Congreso Internacional de la Sociedad Española de Odontología

Conservadora (SEOC). Barcelona, del 13 al 15 de Mayo de 2010

7.- *Optical Characterization of Silorane Composite Compared to Universal and Nanocomposites.*

Pérez M.M., **Ugarte-Alván L.**, Paravina R.

Proceeding of 1st Annual Meeting of the Society for Color and Appearance in Dentistry. Houston, June 17-18, 2009 (page. 11).

<http://www.scadent.org/sites/default/files/SCAD%20Abstracts.pdf>

8.- *Comparación de las propiedades ópticas de diferentes colores de un nanocomposite.*

Pulgar R., **Ugarte-Alván L.**, Pérez M.M., Paravina R.

Libro de resúmenes del XVI Congreso Nacional y V Internacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora. VI Congreso Nacional de la Sociedad Española para el estudio de los materiales odontológicos. De la patología al tratamiento. Valencia, del 15-17 de Mayo del 2008 (pag. 44).

<http://www.infomed.es/seoc-semo2008/pdf/Libroderesumens.pdf>

9.- *Influence of the Size and Distribution of Filler Particles on the Color of Resin Composites.*

178

(9-13 Jun 2008) Proceedings of CGIV 2008, 4th European Conference on Colour in Graphics, Imaging, and Vision. 10th International Symposium on Multispectral Colour Science. Terrassa-Barcelona, June 9-13, 2008 (page.9).

<http://www.imaging.org/ist/conferences/cgiv/CGIV%202008%20Preliminary%20Program.pdf>

10.- *Influencia de las características ópticas de las resinas compuestas dentales sobre el color y translucidez.*

Libro de resúmenes del VII Congreso Nacional de Color. Madrid, del 19-21 de Septiembre del 2007 (pag. 10).

<http://www.fnmt.es/content/files/prensa/CongresoColor-Programa.pdf>

