



ESTUDIO EXPERIMENTAL, *IN VITRO*,
SOBRE LA ESTABILIDAD CROMÁTICA DE
LOS COMPOSITOS AMARIS® (VOCO)

Mónica Zafra Vallejo

Dra. Alicia Celemín Viñuela

Máster en Ciencias Odontológicas

*Departamento de Estomatología I (Prótesis
Bucofacial)*

Universidad Complutense de Madrid

Junio 2012

Agradecimientos

A mi tutora, la Dra. Alicia Celemín Viñuela, por su persistente guía.

Al Prof. Juan A. Martínez Vázquez de Parga, por sus constantes aportes en la finalización de este trabajo.

A la casa VOCO, por habernos facilitado el material necesario para llevar a cabo este proyecto.

A la casa Vita, por permitirnos la cesión de sus espectrofotómetros. Instrumentos imprescindibles en el desarrollo del presente trabajo.

A José Manuel García de Cecilia, por su apoyo humano y profesional en el desarrollo del análisis estadístico.

Índice

I. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN.....	- 7 -
I.1. Composites dentales	- 8 -
I.1.1. Concepto. Composición química.....	- 9 -
I.1.1.1. Matriz orgánica.....	- 10 -
I.1.1.2. Relleno inorgánico	- 10 -
I.1.1.3. Fase de enlace	- 11 -
I.1.1.4. Otros componentes.....	- 11 -
I.1.2. Clasificación de las resinas compuestas.....	- 12 -
I.1.2.1. Composites de macrorrelleno	- 13 -
I.1.2.2. Composites de microrrelleno	- 13 -
I.1.2.3. Composites híbridos.....	- 13 -
I.1.2.4. Híbridos modernos	- 14 -
I.1.2.5. Resinas de nanorrelleno	- 14 -
I.1.3. Propiedades de las resinas compuestas.....	- 14 -
I.1.3.1. Resistencia al desgaste	- 14 -
I.1.3.2. Textura superficial.....	- 15 -
I.1.3.3. Coeficiente de expansión térmica.....	- 15 -
I.1.3.4. Sorción acuosa y expansión higroscópica.....	- 15 -

I.1.3.5. Resistencia a la fractura.....	- 16 -
I.1.3.6. Resistencia a la compresión y a la tracción.....	- 16 -
I.1.3.7. Módulo de elasticidad.....	- 16 -
I.1.3.8. Estabilidad del color.....	- 16 -
I.1.3.9. Radiopacidad.....	- 16 -
I.1.4. Reacción de polimerización.....	- 17 -
I.1.4.1. Concepto.....	- 17 -
I.1.4.2. Fases de la reacción de polimerización.....	- 17 -
I.1.5. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización.....	- 19 -
I.1.5.1. Factores que dependen del material.....	- 19 -
I.1.5.2. Factores que dependen de la fuente de luz.....	- 20 -
I.1.5.3. Las fuentes de luz.....	- 22 -
I.1.6. Propiedades ópticas de los composites.....	- 24 -
I.1.7. Estabilidad cromática de las resinas compuestas.....	- 24 -
I.2. El Color.....	- 26 -
I.2.1. Planteamientos teóricos de la percepción del color.....	- 26 -
I.2.1.1. La teoría tricromática y los conceptos de síntesis.....	- 27 -
I.2.1.2. Teoría de los opuestos y de los procesos oponentes.....	- 28 -
I.2.1.3. Teoría integrada de la percepción del color.....	- 28 -
I.2.2. Elementos del color.....	- 29 -

I.2.3. Sistemas de medición del color.....	- 30 -
I.2.3.1. Sistema CIE Yxy (también denominado Triángulo CIE o sistema CIE xyz).....	- 30 -
I.2.3.2. Espacio cromático CIELab (1976).....	- 32 -
I.2.3.3. Sistema CIELCh.....	- 34 -
I.2.4. Evaluación del color.....	- 35 -
I.2.4.1. Diferencia de color o ΔE (Delta E).....	- 35 -
I.2.4.2. Diferencia de color y evaluación.....	- 37 -
I.2.5. Color de los composites dentales.....	- 37 -
I.2.6. Medición del color en Odontología.....	- 38 -
I.2.6.1. Medición del color mediante métodos subjetivos.....	- 38 -
I.2.6.2. Medición del color mediante métodos objetivos.....	- 39 -
II. OBJETIVOS.....	- 41 -
III. MATERIAL Y MÉTODO.....	- 43 -
III.1. Material dental.....	- 44 -
III.2. Portamuestras.....	- 46 -
III.3. Material para la manipulación de las muestras.....	- 47 -
III.4. Saliva artificial.....	- 47 -
III.5. Horno de cultivo.....	- 48 -
III.6. Lámpara de polimerización.....	- 49 -
III.7. Espectrofotómetros.....	- 50 -

III.8. Dispositivo de medida.....	- 50 -
III.9. Método experimental.....	- 51 -
III.9.1. Ambiente de trabajo	- 51 -
III.9.2. Preparación y manipulación de las muestras de composite .-	51 -
III.9.3. Fórmulas de diferencias de color	- 53 -
IV. RESULTADOS	- 55 -
IV. 1. Análisis estadístico descriptivo	- 56 -
IV.1.1. Equivalencia entre A1 y A2.....	- 56 -
IV.1.2. Análisis de la significación de los efectos.....	- 70 -
IV.1.3. Análisis de la diferencia del color.....	- 86 -
V. DISCUSIÓN	- 100 -
VI. CONCLUSIONES.....	- 107 -
VII. BIBLIOGRAFÍA.....	- 109 -
VIII. ANEXOS	- 117 -
VIII.1. Planos	- 118 -
VIII.2. Tabla de datos	- 120 -

I. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

A lo largo de la historia de la Odontología el objetivo principal ha sido conseguir un adecuado estado de salud oral. Hasta hace pocas décadas, este objetivo implicaba, entre otros aspectos, la correcta funcionalidad del sistema, que a nivel dentario se concretaba básicamente en el mantenimiento de la forma y función de los dientes. Hoy en día no solo es necesario garantizar la durabilidad clínica de las restauraciones, sino que es imprescindible que presenten un resultado estético óptimo.

Por este motivo, actualmente a los materiales dentales se les exige, no sólo adecuadas propiedades físico-mecánicas sino también estéticas y, además, que éstas sean duraderas en el tiempo. ^(1, 2, 3)

I.1. Composites dentales

La búsqueda de materiales de restauración que imiten el aspecto y el color de los dientes naturales se inicia con la historia de la Odontología. Sin embargo, no fue hasta el siglo XX cuando los clínicos dispusieron de materiales verdaderamente estéticos ⁽¹⁾. Hasta ese momento, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos. Estos materiales tenían grandes desventajas siendo la principal, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo coste. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal. ^(3, 4, 5, 6)

En 1958 Bowen R.L. empezó a experimentar con resinas epóxicas y acrílicas, utilizando, además, partículas de relleno como refuerzo. Este trabajo culminó en 1962 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. ^(1, 3, 4, 5, 6, 7, 8)

Estos primeros composites de curado químico requerían mezclar la pasta base con el catalizador, con los consiguientes problemas derivados de la proporción, batido y estabilidad del color. A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos fotopolimerizables; primero a través de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo. ^(3, 6)

I.1.1. Concepto. Composición química

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica. ^(3, 4, 5)

Los composites dentales, han experimentado un espectacular desarrollo en las dos últimas décadas. A partir del año 2000 se han introducido en el mercado nuevos sistemas de resinas compuestas para restauración específicamente diseñadas para alcanzar una excelencia estética en las obturaciones realizadas en clínica que, hasta entonces, estaba reservada a las cerámicas dentales. En su diseño y desarrollo se tuvo especialmente en cuenta el poder alcanzar las propiedades ópticas de éstas, sobre todo, en cuanto a color y translucidez. En general, las resinas compuestas están formadas por: Una matriz orgánica o fase orgánica; un relleno inorgánico o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina) ^(3, 6). Además, suele incorporar componentes que influyen en la polimerización (fotoactivadores/inhibidores), en la radiopacidad, o en la estética (pigmentos). ^(1, 4, 9)

I.1.1.1. Matriz orgánica

La matriz orgánica de la resina compuesta 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 monómeros a polímeros es denominado polimerización (Noort, 1994). ⁽¹⁾

Los composites incluyen diferentes resinas, pero todas ellas son diacrilatos. La mayoría de los sistemas contienen Bis-GMA (bis-fenol-A-diglicidil-dimetacrilato), un monómero aromático muy viscoso que fue sintetizado por Bowen en Estados Unidos, en los años 60. Este monómero posee unas cadenas de diacrilato muy largas que reducen la contracción de polimerización. Algunos sistemas contienen oligómeros derivados de dimetacrilato de uretano que sustituyen total o parcialmente el Bis-GMA. ^(1, 4, 8, 9)

Como la resina Bis-GMA es altamente viscosa a temperatura ambiente, debido a su alto peso molecular, es necesario 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 clínica. Entre los monómeros de bajo peso molecular encontramos: Bis-DMA (bisfenol dimetacrilato); TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol), resultante de unir tres moléculas de EGDMA; EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol); MMA (metil-metacrilato); UDMA (uretano-dimetacrilato), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina y HEMA (hidroxietilmetacrilato).

En cada uno de los extremos de las cadenas monoméricas deben existir dobles enlaces carbono-carbono para que se pueda producir la polimerización y formar enlaces cruzados. ^(1, 4, 6, 8, 9, 10)

I.1.1.2. Relleno inorgánico

El término “carga de relleno” se emplea para indicar el porcentaje de relleno inorgánico que incluye el composite polimerizado. Dicha carga puede ir desde un 52% (en peso) para composite de microrrelleno, hasta un 88% en peso para un composite híbrido “pesado”. ^(9, 10)

La incorporación del relleno inorgánico a la matriz supone una mejora en las propiedades del material desde un punto de vista físico-mecánico. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de polimerización, disminuir la absorción de agua y el coeficiente de expansión térmica, aumentar la dureza y mejorar la resistencia a la compresión y a la abrasión del material, permitir aumentar la resistencia a la fractura y mejorar las condiciones estéticas de la resina compuesta. ^(1, 4, 6)

Los rellenos inorgánicos más comúnmente utilizados en la actualidad son el 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. ^(1, 4, 10)

I.1.1.3. Fase de enlace

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen 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.

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - 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 polimerización ofreciendo una adecuada interfase entre la resina y las partículas de relleno. ^(4, 8, 10)

I.1.1.4. Otros componentes

Incluyen pequeñas cantidades de:

-Iniciadores/Activadores de la polimerización, que pueden activarla por vía química o fotoquímica.

-Pigmentos o colorantes, para lograr que el material tenga la apariencia de la estructura dental.

-Aditivos, que absorben la luz ultravioleta y mejoran la estabilidad del color.

-Inhibidores, que evitan la polimerización prematura del material. 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). ^(1, 10)

El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se generen es necesario un estímulo externo. En las resinas auto-curadas, dicho estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietyl-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo). En el caso de los sistemas foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina. Como fotoactivadores podemos encontrar canforoquinona (CQ), la fenilpropanodiona (PPD) o la lucerina-TPO. La CQ se halla presente en más del 90% de los materiales, en una proporción de 0,15-1%; su principal desventaja es que da un tono amarillento al material restaurador. La PPD y la lucerina obtienen resultados similares a la CQ con la ventaja de no interferir en el color de las resinas compuestas.

Es necesaria que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda, entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible. ^(1, 4, 11, 12)

Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor sólo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de inlays y onlays. ⁽⁴⁾

I.1.2. Clasificación de las resinas compuestas

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación. Una clasificación aún válida es la propuesta por

Lutz y Phillips en el año 1983, la cual divide las resinas, basándose en el tamaño y distribución de las partículas de relleno, en:

-Convencionales o de macrorrelleno.

-Microrrelleno.

-Resinas híbridas. ^(4, 6)

I.1.2.1. Composites de macrorrelleno

Se denominan también resinas compuestas tradicionales o convencionales por ser las primeras que se desarrollaron.

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 80 μm , pudiendo llegar incluso a las 100 μm . Este tipo de resinas, en general, poseían unas características físicas y mecánicas adecuadas, pero sus deficientes cualidades estéticas hacen que hoy estén en desuso.

Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero son menos estables que el cuarzo. ^(1, 4)

I.1.2.2. Composites de microrrelleno

Están constituidos por partículas de sílice amorfas cuyo diámetro oscila entre 0,007 y 0,115 μm , con un promedio de 0,04 μm , preparadas por un proceso de hidrólisis y precipitación. Son composites altamente estéticos ya que presentan un excelente pulido. ^(1, 4, 9)

I.1.2.3. Composites híbridos

Se comenzaron a fabricar a principios de los años ochenta como una mezcla de partículas de macrorrellenos y microrrellenos con el objetivo de combinar las buenas cualidades mecánicas de los macrorrellenos con el excelente pulido de los microrrellenos. En los años

noventa se alcanzó un tamaño medio de partícula de $0,7\mu$ y su porcentaje de carga se situaba en torno al 80% en peso.

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología. Comenzaron llamándose microhíbridos, pero hoy en día se les denomina "híbridos". ^(1, 4, 6, 9, 10)

I.1.2.4. Híbridos modernos

Este tipo de resinas tienen más de un 60% de su volumen formado por un relleno de partículas sub-micrométricas. Presentan un tamaño de partícula reducida ($0,4\mu\text{m}$ - $1,0\mu\text{m}$), algo que, unido al porcentaje de relleno, provee una óptima resistencia al desgaste. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.

I.1.2.5. Resinas de nanorrelleno

Recientemente se han desarrollado las resinas de nanorrelleno, que contienen partículas con tamaños menores a 10nm ($0,01\mu\text{m}$). Este relleno se dispone bien de forma individual o agrupado en lo que se denominan "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75nm . El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas proporciona una alta translucidez y un pulido superior, similar a las resinas de microrrelleno pero manteniendo las propiedades físicas y la resistencia al desgaste propia de las resinas híbridas. ^(4, 10)

I.1.3. Propiedades de las resinas compuestas

I.1.3.1. Resistencia al desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio, etc. Esta

propiedad depende, entre otras cosas, del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad. ⁽⁴⁾

I.1.3.2. Textura superficial

Este concepto se define como la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas la lisura superficial está relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial y se elimina la capa inhibida. Las resinas compuestas de nanorrelleno proporcionan un alto brillo superficial. ^(4, 13, 14)

I.1.3.3. Coeficiente de expansión térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica tres veces superior a la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que oscilan entre los 0 y los 60° C. ⁽⁴⁾

I.1.3.4. Sorción acuosa y expansión higroscópica

La propiedad de sorción acuosa está relacionada con la adsorción y la absorción, es decir, la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente a las propiedades de la resina, fenómeno conocido como degradación hidrolítica. Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. Los autores Baratieri y Anusavice refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas híbridas proporcionan baja sorción acuosa. ⁽⁴⁾

I.1.3.5. Resistencia a la fractura

Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y ésta va a depender de la cantidad de relleno. Cuando las resinas compuestas presentan alta viscosidad, tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación. ^(4, 15)

I.1.3.6. Resistencia a la compresión y a la tracción.

Ambas propiedades están directamente relacionadas con el tamaño y el porcentaje de las partículas de relleno. ^(4, 15)

I.1.3.7. Módulo de elasticidad

Indica la rigidez de un material. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad de un material, más rígido será. En cambio, un material que tenga un módulo de elasticidad bajo poseerá una mayor flexibilidad. En las resinas compuestas esta propiedad se relaciona con el tamaño y el porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico. ⁽⁴⁾

I.1.3.8. Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones del color, bien debido a manchas superficiales (relacionadas con la penetración de colorantes), o bien debido a procesos decolorantes internos, como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como por ejemplo, las aminas terciarias. Cabe destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químioactivadas. ⁽⁴⁾

I.1.3.9. Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radiopacos, tales como: bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar e identificar, radiográficamente, con mayor facilidad la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración. ⁽⁴⁾

I.1.4. Reacción de polimerización

I.1.4.1. Concepto

Se denomina polimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz de resina del composite 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. ^(1, 15, 16)

En la actualidad, la mayoría de los composites disponibles son fotopolimerizables, es decir, la reacción de fraguado del material comienza cuando se le suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas que este tipo de reacción de fraguado aporta al uso clínico del material (posibilidad de controlar el tiempo de manipulación del composite por parte del operador; obtener una polimerización rápida, intensa y fiable y una mayor estabilidad del color de las restauraciones), también presenta algunos inconvenientes. En este sentido, puede ocurrir que el proceso de polimerización se inicie con la luz ambiental o que la lámpara de polimerización no funcione correctamente, por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material. ⁽¹⁾

La contracción volumétrica que sufre el composite durante el curado oscila entre el 1,35 y el 7,1% y es junto al estrés de polimerización, lo que produce los fallos cohesivos y adhesivos que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros. ⁽⁶⁾

I.1.4.2. Fases de la reacción de polimerización

En la reacción de polimerización de los composites fotoactivados podemos hablar de dos fases: una lumínica, que es la que se produce durante el periodo en el que la lámpara de polimerización está encendida, y una fase oscura, que es la que se produce tras el apagado de la lámpara y que transcurre en las primeras 24h tras el comienzo de la reacción (Robles, 2005). ^(1, 15, 17)

I.1.4.2.1. Fase de activación

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización es la energía fotónica procedente de fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporado en el material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda.

Se han utilizado diferentes tipos de fuentes lumínicas para la fotoactivación de los composites. Las más usadas desde el punto de vista clínico son: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma y las lámparas de diodos.

I.1.4.2.2. Fase de iniciación o de inducción

El iniciador activado previamente por la luz se combina con una amina terciaria generando radicales libres.

I.1.4.2.3. Fase de propagación

Los radicales libres se combinan con los monómeros convirtiéndolos a su vez en especies reactivas capaces de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes formando polímeros. Teóricamente, la reacción en cadena prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero, pero, en realidad, la polimerización nunca es completa, ya que existen otros procesos que compiten con la reacción de propagación y que conllevan a la fase de terminación.

I.1.4.2.4. Fase de terminación

Se puede alcanzar esta fase por el acoplamiento de dos cadenas en crecimiento que forman una cadena terminal; por saturación de los radicales libres con átomos de hidrógeno; o porque la cadena en crecimiento se convierta en no reactiva al interactuar con impurezas.

La polimerización origina tres tipos de estructuras tridimensionales: polímeros lineales, ramificados y cruzados.

Las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas o controladas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre. Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el oxígeno en grandes cantidades inhiben o retardan la polimerización.

I.1.5. Factores que condicionan la eficacia de la reacción de polimerización

I.1.5.1. Factores que dependen del material

I.1.5.1.1 Espesor de la capa de composite

La capa más externa del composite suele adquirir unas propiedades adecuadas al recibir un suficiente número de fotones para la fotoactivación. Sin embargo, cuando la luz atraviesa la resina se produce una atenuación como consecuencia de los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Por ello, normalmente se aconseja que para la obturación de las preparaciones cavitarias no se supere una capa de composite de 2 mm. ^(1, 16)

I.1.5.1.2. Grado de translucidez del composite

Los colores más oscuros suelen experimentar un fraguado menos profundo que los más claros. Ello se debe a que los pigmentos que incorporan los composites para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de la luz de polimerización. ^(1, 16)

I.1.5.1.3. Tipo de relleno

A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización, ya que la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Los composites de microrrelleno presentan mayor dificultad de polimerización que los híbridos, por lo tanto, será necesario aumentar el tiempo de exposición para valores iguales de irradiancia.

I.1.5.1.4. Temperatura

El fraguado del material es tanto menos efectivo cuanto menor es la temperatura de almacenaje del material. ^(1, 16)

I.1.5.1.5. Porcentaje de iniciador

La concentración a la que suele encontrarse la canforoquinona varía entre 0,15 y 1% y el agente reductor (amina terciaria) varía entre el 0,1 y 1,4%. ^(1, 16)

I.1.5.2. Factores que dependen de la fuente de luz

I.1.5.2.1 Irradiancia

Se define como el flujo por unidad de área que recibe una superficie, y que es emitido por una fuente de luz. Cuanto mayor sea la irradiancia, mayor número de fotones estarán presentes y, por tanto, mayor será el número de moléculas de CQ que alcanzarán el estado excitado, para reaccionar con la amina terciaria y formar radicales libres, con lo que mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta.

I.1.5.2.2. Tiempo de exposición

La cantidad de energía total que recibe un composite no sólo depende de la irradiancia de la fuente utilizada sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. ^(1, 16, 18, 19, 20)

La intensidad se mide en mW/cm^2 . Se considera que la mínima intensidad para polimerizar una capa de 2 mm de espesor de composite debe ser de $350 \text{ mW}/\text{cm}^2$, siempre y cuando el tiempo de exposición a la luz sea de 40 segundos. En situaciones en las que la intensidad se sitúe por debajo de los $300 \text{ mW}/\text{cm}^2$ se deberá alargar el tiempo de exposición hasta llegar a los 60 segundos. No deberían utilizarse intensidades por debajo de los $233 \text{ mW}/\text{cm}^2$ de hecho, Yap y Seneviratne, en un artículo publicado en la revista Oper Dent en el año 2001,

hallaron que con una intensidad de 200 mW/cm² no es posible polimerizar adecuadamente una capa de 2 mm de espesor, a pesar de alargar el tiempo de exposición.

Los diferentes tipos de lámparas que encontramos en el mercado emiten luz con unas intensidades más o menos definidas. Así, las lámparas halógenas convencionales emiten una luz de 400-800 mW/cm², las de láser argón están alrededor de los 1000 mW/cm², las halógenas rápidas suben hasta los 1000-1600 mW/cm², las de arco de plasma superan los 2000 mW/cm² y las de diodos emisores de luz (LED: *Light-Emitting Diode*) están entre 136-350 mW/cm² según el modelo. ^(18, 19, 20, 21, 22)

I.1.5.2.3. Distancia de la punta de la guía de luz a la superficie del material

El primer factor que influye en la intensidad de la luz que alcanza la superficie del material es la distancia que la separa de la punta de la guía de luz. Por tanto, la distancia ha de ser lo más cercana posible al material. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1 mm del composite y mantenerla perpendicular a la superficie del mismo. Si aumenta la separación, va disminuyendo la intensidad de manera inversamente proporcional al cuadrado de la distancia.

En la Tabla 1 se ve cómo decrece la intensidad de luz emitida por una lámpara halógena convencional al aumentar la distancia a la superficie del composite.

Tabla 1: Relación entre la intensidad de luz emitida por una lámpara halógena convencional y la distancia a la superficie del composite. ^(1, 16, 18, 22, 23, 24, 25, 26)

Distancia (mm)	Intensidad
0	100%
2	76,50%
6	45,40%
12	24,70%

I.1.5.2.4. Eficacia del foco de luz

La irradiancia de las lámparas se puede ver afectada por diversos factores como: agotamiento de la bombilla, filtros en mal estado, rotura de fibras ópticas, puntas guías

sucias o fluctuaciones en la tensión eléctrica. Por ello, la valoración de la efectividad de las lámparas mediante dispositivos adecuados es fundamental en la práctica clínica. ^(1, 16, 18, 19)

I.1.5.3. Las fuentes de luz

Para llevar a cabo la activación de la reacción de fraguado de los materiales dentales fotoactivados se emplean lámparas de fotoactivación o Light Curing Units (LCUs). Las más utilizadas durante años fueron las lámparas halógenas. Más recientemente se han introducido en el mercado dental LCUs alternativas a las halógenas convencionales, como son las lámparas de plasma, las lámparas de láser y las lámparas LEDs. ^(1, 7, 27, 28, 29, 30)

I.1.5.3.1. Lámparas halógenas (QTH)

Son lámparas que generan luz a partir de una bombilla halógena de baja potencia (desde los 35w hasta los 75w) y cuya intensidad de salida suele estar entre los 400 y los 700 mW/cm² ⁽²²⁾. Son lámparas de tipo incandescente, es decir, su luz es emitida por un filamento de wolframio. Éste, al ponerse en incandescencia, funciona como una resistencia que se calienta fuertemente por el paso de la corriente eléctrica, emitiendo una radiación electromagnética.

La ventaja fundamental de este tipo de lámparas es su bajo coste. Entre sus principales desventajas están la necesidad de interposición de filtros (utilizados para evitar el aumento de temperatura del diente y del material de obturación); la vida media de la bombilla es relativamente corta y la necesidad de incorporar un ventilador a la lámpara para compensar las altas temperaturas que alcanza. ^(1, 7, 22, 30, 31, 32)

I.1.5.3.2. Lámparas halógenas rápidas

Son lámparas halógenas cuya bombilla es de mayor potencia y es capaz de generar una intensidad de hasta 1600mW/cm². ⁽²²⁾

I.1.5.3.3. Lámparas de arco de plasma

La fuente de luz es una bombilla que contiene gas xenón y dos electrodos (no hay filamento). Al pasar la electricidad por los electrodos se genera una intensa luz blanca que atraviesa un filtro que sólo permite pasar luz a una longitud de onda de unos 470nm. La intensidad de luz emitida supera los 1400mW/cm² y llega a alcanzar los 2760mW/cm². Debido a que genera mucho calor los tiempos de emisión de luz son cortos (3 segundos) y es necesario esperar unos segundos entre disparos.

La principal ventaja es la rapidez de polimerización. Como desventajas encontramos el factor económico y el hecho de que no polimeriza todos los tipos de adhesivos y composites, debido a que es tan estrecha la banda de emisión de la luz que es probable que no coincida con la del fotoiniciador de esos materiales. ^(1, 7, 22, 28)

I.1.5.3.4. Lámparas láser

-Láser de argón: Emiten luz directamente, sin necesidad de filtro, que se sitúa en una banda estrecha del espectro (de sólo 40-45nm) y centrada en unas longitudes de onda muy definidas. La mayor parte de ellas dentro de una banda de máxima absorción de la canforoquinona. A pesar de que la intensidad de luz emitida es de unos 900mW/cm², son capaces de polimerizar con intensidades menores ya que esa intensidad se concentra en una banda estrecha del espectro.

I.1.5.3.5. Lámparas de diodos

Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes). Los V-LED son fuentes de luz de tipo luminiscente basadas en la utilización de materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo radiación electromagnética en forma de luz visible. ^(1, 6, 22, 30, 31, 32, 33)

Las LED utilizadas en odontología están constituidas por múltiples diodos que emiten cada uno luz con una intensidad determinada. La luz presenta una longitud de onda definida (438-501nm y el pico está en 465nm) y la intensidad alcanzada es de unos 136-350nm según el modelo. La intensidad se sitúa sobretodo en la parte baja de ese intervalo, pero al concentrarse en una banda estrecha del espectro trata de conseguir que las propiedades

de los composites polimerizados sean similares a las conseguidas cuando se polimeriza con lámparas halógenas convencionales. ^(1, 7, 22, 30, 31, 32)

La principal ventaja que presentan las lámparas LED con respecto a las lámparas de luz halógena es que el espectro de emisión de luz de las LED es más específico a los 470 nm que necesita la canforoquinona para comenzar el proceso de polimerización, mientras que la emisión de luz por parte de las lámparas halógenas es más amplio, con lo que una gran cantidad de fotones resultan ineficaces para excitar al fotoiniciador presente en los composites. ⁽²⁷⁾

Otras ventajas que presentan: no necesitan filtros; tienen un bajo consumo eléctrico y una larga duración sin pérdida de intensidad con el uso. ^(1, 6, 22, 33)

I.1.6. Propiedades ópticas de los composites

Comercialmente, suelen encontrarse bajo tres presentaciones: composites “translúcidos”, composites tipo “esmalte” y composites de tipo “dentina”. Los dos primeros intentan simular las características ópticas del esmalte dental y los terceros las de la dentina, de manera que, utilizándolos en capas, se pueden recrear las características ópticas globales de un diente: cromaticidad, translucidez, radiopacidad (añadiendo al material metales pesados como bario, zinc, boro, zirconio e itrio), fluorescencia (incorporando a la composición de la resina sustancias químicas como el trifluoruro de Yterbio) y opalescencia. ⁽¹⁾

I.1.7. Estabilidad cromática de las resinas compuestas

En relación con los factores que influyen en el color final de una restauración, además de la fuente de luz, habría que añadir otros vinculados directamente con la fase de colocación del material en la cavidad, entre los que destaca, el espesor de capa. Igualmente, desde un punto de vista clínico, no sólo resulta de interés el estudio del color y de la translucidez y de los factores que los determinan tras la conclusión de la polimerización del material sino

el conocer si este resultado se mantiene en el tiempo, es decir, si el material presenta estabilidad cromática temporal.

Una vez concluida la fotoactivación del material, éste inicia lo que se ha denominado “fase oscura” de la polimerización, que se ha estimado que dura unas 24h y tras la que alcanza prácticamente el grado de conversión definitivo. A pesar de ello, las resinas compuestas pueden sufrir alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Se han descrito tres tipos de alteraciones cromáticas en el composite:

- Las extrínsecas o discoloraciones externas, que están relacionadas con las propiedades de la superficie del material, entre ellas, un mal pulido.

- Las sub-superficiales, que se producen por degradación superficial del material.

- Las intrínsecas, debidas a reacciones físico-químicas en capas profundas del material. Fundamentalmente están implicados algunos componentes que intervienen en la polimerización, como los iniciadores y aceleradores, de manera que, por ejemplo, la reacción incompleta de las aminas, puede dar lugar a reacciones de oxidación y cambio de color con el paso del tiempo. ^(1, 34)

I.2. El Color

El color es un atributo que percibimos de los objetos cuando hay luz. La luz se constituye por ondas electromagnéticas que se propagan a unos 300.000 kilómetros por segundo. Esto significa que nuestros ojos reaccionan a la incidencia de la energía y no a la materia en sí.

Las ondas forman, según su longitud de onda, distintos tipos de luz, como infrarroja, visible, ultravioleta o blanca. Las ondas visibles son aquellas cuya longitud de onda está comprendida entre los 400 y 700 nanómetros (nm). Ver Ilustración 1.

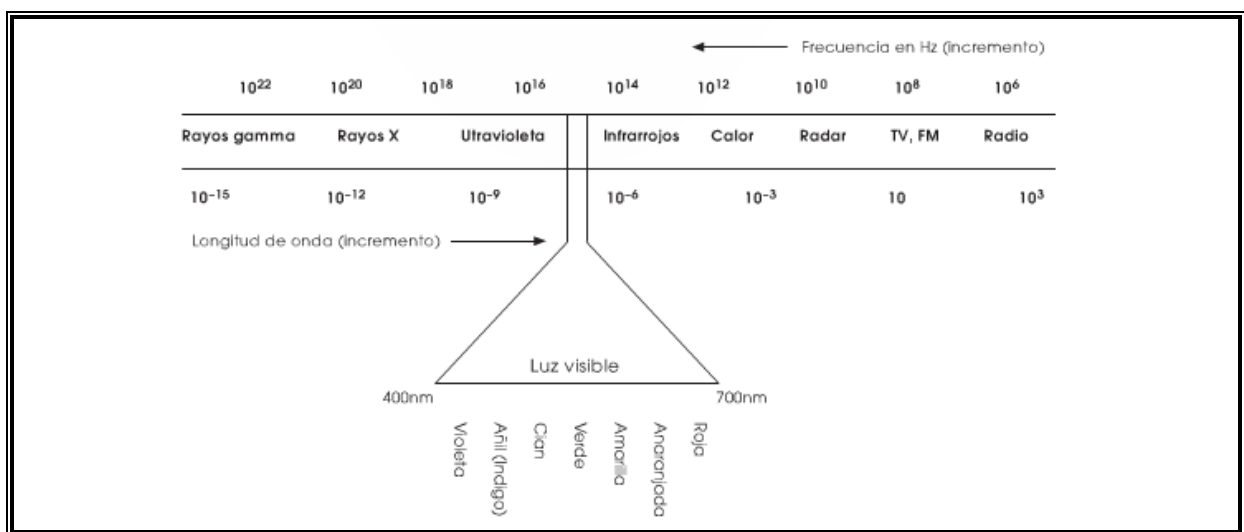


Ilustración 1: Longitudes de onda del espectro visible. ⁽³⁵⁾

Los objetos devuelven la luz que no absorben hacia su entorno. Nuestro campo visual interpreta estas radiaciones electromagnéticas que el entorno emite o refleja, como la palabra "COLOR". ^(35, 36, 37, 38)

I.2.1. Planteamientos teóricos de la percepción del color

El filósofo Aristóteles (384 - 322 AC) definió que todos los colores se conforman con la mezcla de cuatro colores y además otorgó un papel fundamental a la incidencia de la luz y

la sombra sobre los mismos. Estos colores que denominó como básicos eran los de la tierra, el fuego, el agua y el cielo.

Siglos más tarde, Leonardo Da Vinci (1452-1519) definió al color como propio de la materia, adelantó un poquito más definiendo la siguiente escala de colores básicos: primero el blanco como el principal ya que permite recibir a todos los demás colores, después en su clasificación seguía amarillo para la tierra, verde para el agua, azul para el cielo, rojo para el fuego y negro para la oscuridad, ya que es el color que nos priva de todos los otros. Con la mezcla de estos colores obtenía todos los demás, aunque observó que el verde también surgía de una mezcla. ⁽³⁸⁾

Los estudios de Newton (1642-1727), publicados en 1704, y de Huygens, publicados en 1690, sobre el comportamiento de la luz abren el camino al análisis físico del color. Aunque atribuido sólo a Newton, parece ser que ambos fueron los primeros en descomponer de forma científica la luz blanca, haciendo pasar un rayo de luz a través de un prisma (el fenómeno que se observa es el mismo que podemos ver en el arco iris). La descomposición de la luz con este método se produce gracias a las propiedades de la refracción; todo rayo lumínico sufre una desviación cuando atraviesa un medio con distinta densidad a aquel del que procede. ⁽³⁵⁾

I.2.1.1. La teoría tricromática y los conceptos de síntesis

Young, en la primera mitad del siglo XIX, partiendo de los estudios físicos de la luz y de las teorías desarrolladas por Helmholtz y él mismo en la percepción del color, establecen las bases de la teoría tricromática.

La existencia en la retina de dos tipos de fotorreceptores especializados: los conos (responsables de la distinción de los colores) y los bastones (especializados en la discriminación de la intensidad de la luz) permiten a estos autores indicar un patrón de comportamiento de los conos, estableciendo que estos estarían divididos en tres grupos cada uno de ellos especializado en la visión de una de las tres longitudes de onda principales en las que se descompondría la luz blanca, la del rojo (longitudes de onda largas), la del verde (longitudes de onda medias) y la del azul (longitudes de onda cortas);

pudiéndose ver todos los demás colores por la suma y combinación de las estimulaciones de estos receptores.

Los conocimientos de la época en física y neurofisiología permitieron que la teoría tricromática se convirtiera en la base teórica para la explicación del color. ⁽³⁵⁾

I.2.1.2. Teoría de los opuestos y de los procesos oponentes

Esta teoría, esbozada por Goethe y desarrollada por Hering en el siglo XIX, establece que en la percepción visual del color hay experiencias cromáticas que se oponen, siendo éstas: la experiencia del blanco y el negro, la experiencia del azul y el amarillo, y la experiencia del rojo y el verde. ^(35, 38)

Para Hering, la base fisiológica sería la existencia en la retina de tres sustancias que responderían sintetizándose o descomponiéndose en función de la naturaleza de la luz que le llega. Por ejemplo, la sustancia encargada de la oposición azul y amarillo se sintetizaría ante un color azul y se descompondría ante un color amarillo.

Esta teoría, ante la solidez de la teoría tricromática, careció de aceptación hasta bien entrado el siglo XX donde determinados estudios permitieron comprobar su validez.

I.2.1.3. Teoría integrada de la percepción del color

Los últimos estudios en percepción del color tienden a establecer una teoría de integración en la cual se propugna una fase inicial de codificación tricromática en los fotorreceptores y una serie de fases, que se iniciarían en los núcleos geniculados laterales y continuarían en las áreas corticales, que daría como resultado un procesamiento de la información representado mediante funciones de oponentes. Siguiendo este planteamiento se construyen los algoritmos de conversión (Hurvich -1981- y Judd) para integrar los datos de espacios tricromáticos (CIE XYZ) y espacios oponentes (CIE Lab, CIE Lch).

-Algoritmo de Hurvich:

$$\text{Oponentes Rojo-Verde} = 1,0 X - 1,0 Y$$

Oponentes Amarillo-Azul = $0,4 Y - 0,4 Z$

Oponentes Blanco-Negro = $1,0 Y$

-Algoritmo de Judd:

Oponentes Rojo-Verde = $0,5 (X-Y)$

Oponentes Amarillo-Azul = $Y - Z$

Oponentes Blanco-Negro = Y ⁽³⁵⁾

I.2.2. Elementos del color

-**Tinte** (hue) es una variable cualitativa que se corresponde con una longitud de onda dominante. Es el atributo por el cual se distingue una familia de colores de otra y por la cual designamos los colores: verde, violeta, anaranjado, etc. ^(3, 35, 37, 38, 39) Ver Ilustración 2.



Ilustración 2: Las puntas de los lápices representan matices diferentes. ⁽³⁹⁾

- **Valor** (value) es una variable cuantitativa establecida por la diferencia entre la luz que recibe un cuerpo de un determinado color y la que refleja o transmite.

Se obtiene mezclando cada color con blanco o bien negro y la escala varía de 0 (negro puro) a 100 (blanco puro). ^(3, 35, 37, 38, 39, 40, 41)

-**Intensidad** (chroma) es una variable cuantitativa. Indica el grado de pureza de un color. Los colores de baja intensidad son llamados débiles y los de máxima intensidad se denominan saturados o fuertes.

Otros factores que pueden alterar la percepción del color:

-Translucidez: (esmalte: 70% translúcido). Propiedad del material que permite el paso de la luz pero la dispersa tanto que algún objeto no puede ser visto a través de éste.

-Opacidad: (dentina: 50% opaca). Propiedad de una sustancia para impedir el paso de la luz. ^(3, 35, 37, 38, 39, 40, 41)

I.2.3. Sistemas de medición del color

En la década de los treinta quedaron establecidos como estándares mundiales el conjunto de funciones (a partir de los valores triestímulo: **tinte**, **valor** e **intensidad**) mediante los cuales el ojo humano reconoce la coincidencia de un color. Esto supuso la posibilidad de utilizar la medición fotométrica para especificar colores. ⁽³⁵⁾

I.2.3.1. Sistema CIE Yxy (también denominado Triángulo CIE o sistema CIE xyz)

Establecido en 1931 por la Comisión Internacional de Iluminación como un sistema de valoración de los colores basado en una re-elaboración matemática del sistema RGB. ⁽³⁵⁾

La Comisión Internacional de Iluminación (usualmente conocida como CIE por las iniciales de su designación en francés: Commission Internationale de l'Éclairage) es la principal autoridad internacional en el campo de la luz y la iluminación entendido en un sentido amplio. ^(28, 37, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46)

Es una organización dedicada a la cooperación internacional y al intercambio de información entre sus países miembros sobre todas las materias relacionadas con la ciencia y el arte de la iluminación.

Desde su creación hace más de 90 años las normas y las recomendaciones técnicas desarrolladas por la CIE son unánimemente aceptadas en todo el mundo. La CIE es reconocida como la más alta autoridad en todos los aspectos de la luz y la iluminación. Como tal, ocupa una posición importante entre las organizaciones internacionales. La CIE es única, como organización mundial, para intercambio de información en la ingeniería de la iluminación, radiometría, fotometría y colorimetría y en el desarrollo de patrones internacionales, recomendaciones y procedimientos de trabajo. La CIE ha sido reconocida por la Organización Internacional para la Normalización (ISO) como una corporación de normalización internacional. La Resolución 10/89 del Consejo de la ISO establece que la CIE es la corporación de normalización internacional sobre “aspectos fundamentales de evaluación metrológica y aplicaciones de la luz y el color, incluyendo otros aspectos de la energía radiante en el rango óptico del espectro”.

Los miembros de la CIE son los llamados “Comités Nacionales” que representan áreas geográficas (usualmente países reconocidos), que cuentan con la representatividad y la cooperación de todas las entidades interesadas en las materias de luz e iluminación dentro de su correspondiente territorio. En la actualidad la CIE cuenta con 37 Comités Nacionales. En el caso concreto de España, la representación en la CIE viene ostentada por el “Comité Español de Iluminación” (CEI), que en 1987 se constituyó como entidad independiente de la Sociedad Española de Óptica. ⁽⁴³⁾

Con el nuevo sistema CIE xyz se pretendía facilitar los cálculos, ya que en el primitivo sistema RGB, al estar basado en posiciones físicas de las longitudes de onda resultaban más complejos.

Las variables matemáticas se indicaban como “x” (valor matemático del rojo), “y” (valor matemático del verde) y “z” (valor matemático del azul-violeta).

Tinte: La composición de un tono viene dada por los valores triestímulo x, y, z; según la siguiente ecuación $x+y+z=1$, la cual no es sino la conversión matemática de la ecuación utilizada en el espacio RGB ($R+G+B=W$).

Valor: Para su indicación es necesario desarrollar una representación tridimensional del triángulo. La parte superior indica el blanco en el centro y el mayor **valor** de los colores y

L* (indica la claridad relativa y es una escala continua de sombras y grises; el negro perfecto tiene un **valor** L* de 0, mientras que el blanco perfecto se caracteriza por un **valor** L* de 100); a* (**tinte**, en el eje de coordenadas verde/rojo); b* (**tinte**, en el eje de coordenadas azul/amarillo) [+a*= rojo; -a*= verde; +b*= amarillo; -b*= azul]. El componente a* (eje verde - rojo) y el componente b* (eje azul - amarillo) pueden estar comprendidos entre los valores +120 y -120; C* (**intensidad**) y h* (**tinte**, y se mide de 0° a 360°, donde 0° es el rojo, 90° el amarillo, 180° el verde y 270° el azul). ^(1,17, 28, 31, 32, 33, 35, 36, 37, 38, 39, 41, 42, 44, 45, 46, 48, 49, 51, 52, 53)

I.2.3.2.1. Cálculo del color en el espacio CIEL*a*b* (notación desde 1978)

La expresión de los **tintes** con el **valor** y la **intensidad** se obtienen mediante cálculo matemático. La modificación de las ecuaciones matemáticas dio como resultado las variables L*, a* y b*.

Cálculo del **valor**, partiendo de la fórmula establecida por Adams-Nickerson en 1976:

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

Donde Y_n era el factor de calibración de la escala de **valor**, siendo igual a 100 cuando sea blanco ideal, que se toma como referencia. A iguales incrementos de L* se darán iguales pasos de **valor** percibido de los colores relacionados.

Cálculo de cromaticidad (ab) en CIEL*a*b*:

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

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

La suma de X_n+Y_n+Z_n sería la expresión del blanco teórico, partiendo de los principios vistos en CIE xyz. ⁽³⁵⁾

I.2.3.3. Sistema CIELCh

En la actualidad junto con los valores CIELab suele aparecer la conversión de estos al sistema CIELCh, debido a que establece una forma más intuitiva. Ver Ilustración 4.

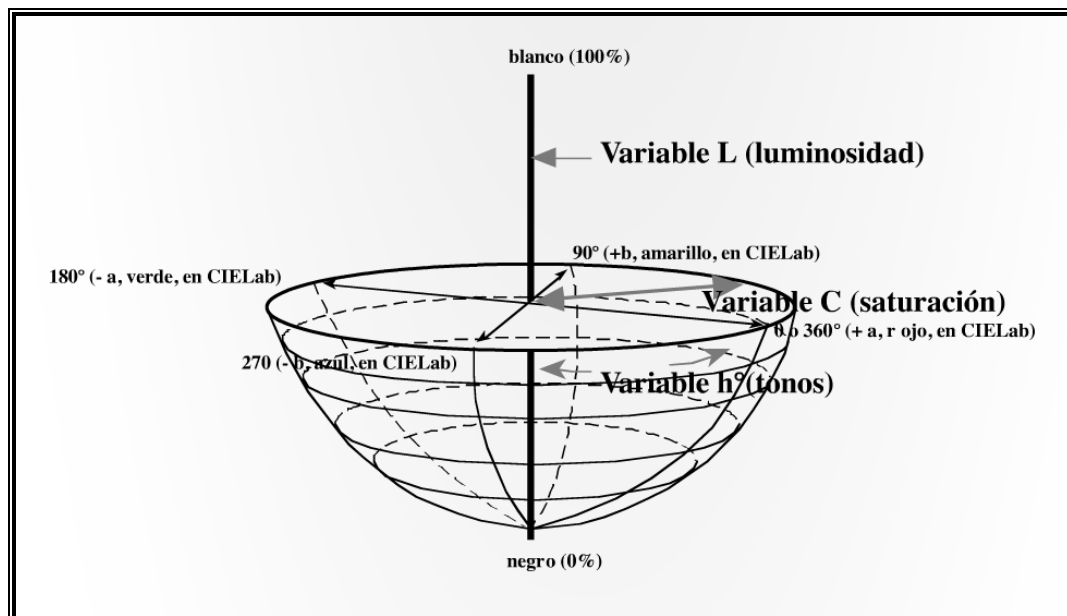


Ilustración 4: Espacio cromático CIELCh. ⁽³⁵⁾

Definición de las variables. Ver Ilustración 4:

L, indica el **valor** y se corresponde con el establecido en el sistema CIEL*a*b* con la fórmula Adams-Nickerson:

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

C, **intensidad**, establecida por la distancia entre el punto acromático y el **tinte**.

Conversión de datos desde CIEL*a*b*:

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

La h indica el **tinte**: establecido como un ángulo de color. Se convierten los ejes CIEL*a*b* a los siguientes ángulos: +a* (rojo) 0° a 360°; +b* (amarillo) 90°, -a* (verde) 180° y -b* (azul) 270°.

Conversión de datos desde CIEL*a*b*:

$$h = \arctg (b^*/a^*) \quad (35)$$

I.2.4. Evaluación del color

I.2.4.1. Diferencia de color o ΔE (Delta E)

La diferencia de color o delta E (ΔE) define la diferencia (visual y/o medible) entre el color obtenido con respecto al color de referencia y se indica como la distancia entre las coordenadas del color obtenido y las coordenadas del color de referencia.

El ΔE se define por las posibles desviaciones de cada una de las variables. Su cálculo es igual en todos los sistemas, diferenciándose sólo en las notaciones de las variables propias de cada uno de ellos. ⁽³⁵⁾

I.2.4.1.1. Diferencia de color en CIE Yxy

Su cálculo se realiza a partir de la fórmula:

$$\Delta E \text{ (CIE Yxy)} = \sqrt{(\Delta Y)^2 + (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2}$$

El cálculo de cada uno de ellos se establece a partir de:

Desviaciones del **valor**:

$$\Delta Y = Y_0 - Y_s$$

Desviaciones de cromaticidad (**tinte e intensidad**):

$$\Delta x = x_0 - x_s$$

$$\Delta y = y_0 - y_s$$

Donde "0" es el color medido y "s" el color de referencia (estándar).

I.2.4.1.2. Diferencia de color en CIE Lab

Su cálculo se realiza a partir de la fórmula:

$$\Delta E \text{ (CIE Lab)} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$$

El cálculo de cada de ellas se establece a partir de:

Desviaciones del **valor**:

$$\Delta L = L_0 - L_s$$

Desviaciones de la cromaticidad (**tinte e intensidad**):

$$\Delta a = a_0 - a_s$$

$$\Delta b = b_0 - b_s$$

Donde “ 0 ” es el color medido y “ s ” el color de referencia (estándar).

I.2.4.1.2. Diferencia de color en CIE LCh

Su cálculo se realiza a partir de la fórmula:

$$\Delta E \text{ (CIE LCh)} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta C)^2 + (\Delta h)^2}$$

El cálculo de cada de ellas se establece a partir de:

Desviaciones del **valor**:

$$\Delta L = L_0 - L_s$$

$$\Delta C = C_0 - C_s$$

$$\Delta h = h_0 - h_s$$

Donde “ 0 ” es el color medido y “ s ” el color de referencia (estándar). (1, 13, 14, 17, 30, 31, 32, 35, 36, 39, 40, 41, 42, 45, 46, 48, 49, 53, 54, 55, 56, 57)

I.2.4.2. Diferencia de color y evaluación

· ΔE menor que 1, la diferencia de color no será percibida por el ojo humano.

· ΔE entre 1 y 2, la diferencia de color será percibida por un observador experimentado.

· ΔE superiores a 2, las diferencias de color son cada vez más apreciables por observadores no experimentados.

· ΔE entre 2 y 3, diferencia evidente entre color de referencia y color obtenido, pero gusta, es aceptable.

· ΔE entre 3 y 4, diferencia evidente entre color de referencia y color obtenido, pero no perjudica al trabajo.

· ΔE entre 4 y 5, diferencia evidente entre color de referencia y color obtenido, al límite de la aceptación.

· ΔE superior a 5, diferencia evidente entre color de referencia y color obtenido, inaceptables.

I.2.5. Color de los composites dentales

En general, el color final de los materiales de restauración estéticos está determinado no sólo por las características químicas del material, sino por variables vinculadas al proceso de inserción del material (espesor de capa) y al de fotoactivación (tipo de fuente de luz, exposición radiante). El ΔE que experimentan los composites tras la polimerización se afirma que se sitúa entre los valores 3 y 12, entendiendo como valores clínicamente aceptables los que se sitúan por debajo de 3,3 ó 3,7, según los autores consultados. ^(1, 31, 32, 35, 40, 41, 42, 44, 45, 46, 48, 49, 51, 52, 53, 54)

La **intensidad** del cambio cromático depende de la marca del material y del tipo de composite. Experimentan un mayor cambio cromático los tonos de composite más translúcidos. Para compensar la menor **intensidad** tras la fotoactivación, se ha sugerido que en clínica deberían seleccionarse siempre tonos más cromáticos que el resultado que se desea conseguir. No obstante, también se han comunicado diferencias en el color entre

las presentaciones opacas y las “dentinas” correspondientes a un mismo tono de composite, en el sentido de un mayor **valor** de las primeras tras la polimerización.

Algunos autores afirman que los colores de composites más luminosos y menos cromáticos tienden a mostrar cambios cromáticos más acusados que los más oscuros y más cromáticos y que en general, las variaciones en sus coordenadas cromáticas, se producen principalmente a expensas de un aumento del **valor** de b^* , es decir, experimentan un amarilleamiento. ⁽¹⁾

I.2.6. Medición del color en Odontología

La medición del color en Odontología se ha realizado mediante dos tipos de técnicas, la visual o subjetiva, mediante tablillas de color dentales, y la instrumental u objetiva (colorímetros, espectrofotómetros, espectrorradiómetros o mediante técnicas digitales de análisis de imagen).

I.2.6.1. Medición del color mediante métodos subjetivos

Las guías dentales constan de tablillas de color que se comparan sucesivamente con el diente, en condiciones de iluminación idénticas, hasta encontrar aquella que presenta una mayor similitud cromática. La utilización de tablillas es un procedimiento subjetivo donde hay un gran número de variables que influyen en el resultado: Las condiciones de iluminación, los colores del entorno, la experiencia del profesional, la edad, las exposiciones previas a los ojos (fatiga), metamerismo, la ropa y el maquillaje del paciente, etc. ^(1, 36, 39, 42)

Dos de los grupos de tablillas más utilizados son: Vitapan Classical y Vitapan 3D Master (Vident, Brea, CA). ^(1, 36, 42)

I.2.6.1.1 Vitapan Classical:

Se divide en cuatro grupos, uno para cada tonalidad: A (marrón-rojizo), B (amarillo-rojizo), C (gris) y D (gris-rojizo). Dentro de cada grupo hay varios niveles de cromatismo, de tal

forma que, por ejemplo, dentro de la tonalidad A encontramos las tablillas A1; A2; A3; A3,5 y A4, siendo la A1 la menos intensa y la A4 la más intensa de color.

En total, encontraremos las siguientes tablillas: A1; A2; A3; A3,5; A4; B1; B2; B3; B4; C1; C2; C3; C4; D2; D3 y D4. ^(1, 42, 46, 58)

I.2.6.1.2 Vitapan 3D Master:

Contiene 26 tablillas que están divididas en 5 grupos de acuerdo a su **valor**. Dentro de cada grupo, las tablillas se ordenan según **intensidad** creciente (vertical hacia abajo, 1; 1,5; 2; 2,5 y 3) y según el **tinte** (horizontalmente, amarillento, medio y rojizo). ^(1, 58)

I.2.6.2. Medición del color mediante métodos objetivos

En la actualidad existen un gran número de sistemas diseñados para ayudar a los clínicos y técnicos de laboratorio en el manejo del color en la práctica clínica. Entre ellos se incluyen, colorímetros, espectrofotómetros, analizadores digitales del color e instrumentos híbridos que combinan estas tecnologías. ^(1, 37, 42, 44, 45, 59)

Un colorímetro es cualquier instrumento que identifica el **tinte** para una medida más objetiva del color. Mide la absorción de luz por los objetos; se basa en el principio de que dicha absorción es proporcional a la densidad del objeto, por lo que a mayor densidad, mayor es la absorción.

En cambio, un espectrofotómetro es un instrumento que sirve para medir, en función de la longitud de onda, la relación entre **valores** de una misma magnitud fotométrica relativos a dos haces de radiaciones. ^(32, 35, 37, 41, 44, 59)

Los colorímetros, a diferencia de los espectrofotómetros, sólo tienen 3 ó 4 filtros; el cuarto filtro es un filtro de densidad neutra para la escala del gris; los colorímetros sólo arrojan datos sobre tres estímulos para un determinado objeto luminoso. Los espectrofotómetros despliegan una reflexión espacial o curva de transmisión que es función de la longitud de onda; a partir de la curva de transmisión espectral pueden calcularse los datos con triple estímulo para un determinado objeto luminoso. Se ha encontrado que las mediciones

mediante espectrofotómetro bajo condiciones de luz estandarizadas probablemente son más fiables y exactas que las obtenidas por discriminación visual. ⁽⁴⁵⁾

En el presente trabajo de investigación se ha hecho uso de los espectrofotómetros.

I.2.6.2.1 Vita Easyshade®:

Se trata de un instrumento digital que consta de una unidad central con una pantalla táctil, conectada a un terminal a través de una fibra óptica. Este espectrofotómetro hace comparaciones con los 26 colores de las tablillas de Vita System 3D-Master así como con los 16 colores de la Vitapan Classical. ^(1, 42, 37)

El espectrofotómetro Vita Easyshade® fue introducido en el mercado odontológico en enero de 2004. El instrumento utiliza la iluminación D65 (6.500 K) para ajustar los tonos de color. Dependiendo del menú elegido se puede disponer de distintos modos de medida. ⁽⁴⁴⁾

El funcionamiento de un espectrofotómetro básicamente consiste en iluminar la muestra con una luz blanca y calcular la cantidad de luz que refleja dicha muestra en una serie de intervalos de longitudes de onda. Lo más usual es que los datos se recojan en 31 intervalos de longitudes de onda (los cortes van desde 400 nm, 410 nm, 420 nm, 470 nm). Esto se consigue haciendo pasar la luz a través de un dispositivo monocromático que fracciona la luz en distintos intervalos de longitudes de onda. El instrumento se calibra con una muestra o loseta blanca, cuya reflectancia en cada segmento de longitudes de onda se conoce, al compararla con una superficie de reflexión difusa perfecta. ^(3, 39)

II. OBJETIVOS

En base a todo lo anterior, se procedió a analizar las modificaciones cromáticas que pudiesen presentarse a lo largo del periodo de estudio en cuanto a los elementos del color se refiere (**tinte, valor e intensidad**).

Los objetivos que se pretenden alcanzar con el presente trabajo son los siguientes:

II.1.- Evaluar la influencia de las variables (paso del tiempo, tipo de color seleccionado y espesor de capa) sobre la variación del **valor, L**, de los composites dentales estudiados.

II.2.- Evaluar la influencia de las variables (paso del tiempo, tipo de color seleccionado y espesor de capa) sobre la variación de la **intensidad, C**, de los composites dentales estudiados.

II.3.- Evaluar la influencia de las variables (paso del tiempo, tipo de color seleccionado y espesor de capa) en la variación del **tinte, h**, de los composites estudiados.

II.4.- Evaluar si existe un aumento significativo de la diferencia de color (ΔE) para cada uno de los colores estudiados (O1, O3, O5, TN).

III.MATERIAL Y MÉTODO

III.1. Material dental

Amaris® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) fue el sistema de composite dental híbrido seleccionado para este estudio ^(60, 61). Ver Ilustración 5. La Tabla 2 muestra los colores y números de lote de las muestras utilizadas en este trabajo.



Ilustración 5: Presentación comercial de una de las jeringas del composite Amaris®. ⁽⁶²⁾

Perfil técnico de Amaris®:

La matriz orgánica de este composite está compuesta de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA). ^(13, 60, 61, 62)

Contenido de relleno en peso: 80%

Sistema de iniciador modificado a base de canforoquinona

Contracción de polimerización: 2%

Resistencia a la flexión (ISO 4049): 120Mpa

Absorción de agua (ISO 4049): 18,4µg/mm³

Solubilidad (ISO 4049): <1µg/mm³

Resistencia a la compresión: 375 MPa

Resistencia a la tracción diametral (DTS): 51 MPa

Dureza superficial (Microdureza Vickers): 99MHV

Profundidad de polimerización (ISO 4049) colores translúcidos (10 seg.): >2,5 mm.

Profundidad de polimerización (ISO 4049) colores opacos (40 seg.): >2,0 mm. ^(61, 62)

El sistema ofrece principalmente una gama de cinco colores opacos (Amaris Opaque O1, O2, O3, O4 y O5) y tres colores translúcidos (Amaris Translucent Light (TL), Amaris Translucent Neutral (TN) y Amaris Translucent Dark (TD)). Ver Ilustración 6. ⁽⁶²⁾

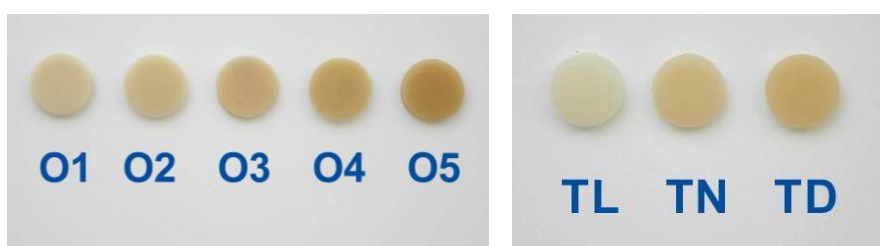


Ilustración 6: Gama de composites Amaris®. ⁽⁶²⁾

De la gama de colores opacos y translúcidos, se seleccionaron tres tonalidades de opacos (O1, O3 y O5) y la tonalidad de color translúcido Neutral (TN). La tabla 2 muestra los colores y números de lote de las muestras utilizadas en este trabajo. ^(60, 61, 62)

Tabla 2: Resinas compuestas usadas en este trabajo. ^(60, 61, 62)

Material	Color	Nº lote	Fabricante
Amaris Opaque	O1	923207	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany
	O3	917150	
	O5	937159	
Amaris Translucent	TN	904164	

III.2. Portamuestras

El espesor es una de las variables a considerar cuando se realizan mediciones de color en resinas compuestas. Por este motivo, se mandaron fabricar portamuestras de 1, 2 y 3 mm de espesor, como los que se muestran en las ilustraciones 7 y 8, que permitirán preparar “pastillas” de material con diferentes espesores. (Ver planos en el anexo).



Ilustración 7: Portamuestras de acero inoxidable usados en este trabajo.



Ilustración 8: Uno de los portamuestras usados en este trabajo junto a la jeringa de composite del color O3.

III.3. Material para la manipulación de las muestras

Para la condensación del composite en los “pocillos” de los portamuestras se utilizó un instrumento plástico y tiras de acetato de 8 mm de anchura. Ver Ilustración 9. La colocación del composite en la cavidad se realizó de forma homogénea y sin estratificar.



Ilustración 9: Tiras de acetato de 8 mm de anchura utilizadas en este trabajo.

III.4. Saliva artificial

En todos los estudios colorimétricos consultados sobre cambios de color de los composites dentales, se emplearon una gran cantidad de medios y condiciones de almacenamiento. Pero debido a la falta de uniformidad en la bibliografía sobre el método adecuado de almacenamiento de las muestras, se imposibilita en gran medida la comparación de resultados. ^(1, 15)

En nuestro caso empleamos saliva artificial (ver Ilustración 10) y una temperatura próxima a 37°C, de acuerdo a la normativa ISO (En ISO, 2001) por ser ésta una de las más empleadas en trabajos recientes en este campo y reproducir de forma más cercana las condiciones habituales de la cavidad oral.

SALIVA ARTIFICIAL OFICIAL			
F.ELAB.: 06.10.2010			
N.REF.: 092690			
VIA ORAL			
PVP.:	29,89	CONSERVAR: FRESCO Y SECO	
MANTENER FUERA DEL ALCANCE DE LOS NIÑOS			
POTASIO CLORURO	1,2	gr.	
SODIO CLORURO	0,84	gr.	
SORBITOL 50%	30	gr.	
CALCIO CLORURO ANHIDRO	0,15	gr.	
MAGNESIO CLORURO 6-HDTOS	0,05	gr.	
CARBOXIMETILCELULOSA	10	gr.	
POTASIO DIHIDROGENOFOSFATO	0,34	gr.	
AGUA DESTILADA	CSP	1000	ML

Ilustración 10: Composición de la saliva artificial empleada en este trabajo.

III.5. Horno de cultivo

Para poder conservar las muestras en oscuridad y a una temperatura constante próxima a 37°C ^(16, 28, 29, 32), se introdujeron en una incubadora. Ver Ilustración 11.



Ilustración 11: Horno de cultivo utilizado para almacenar las muestras.

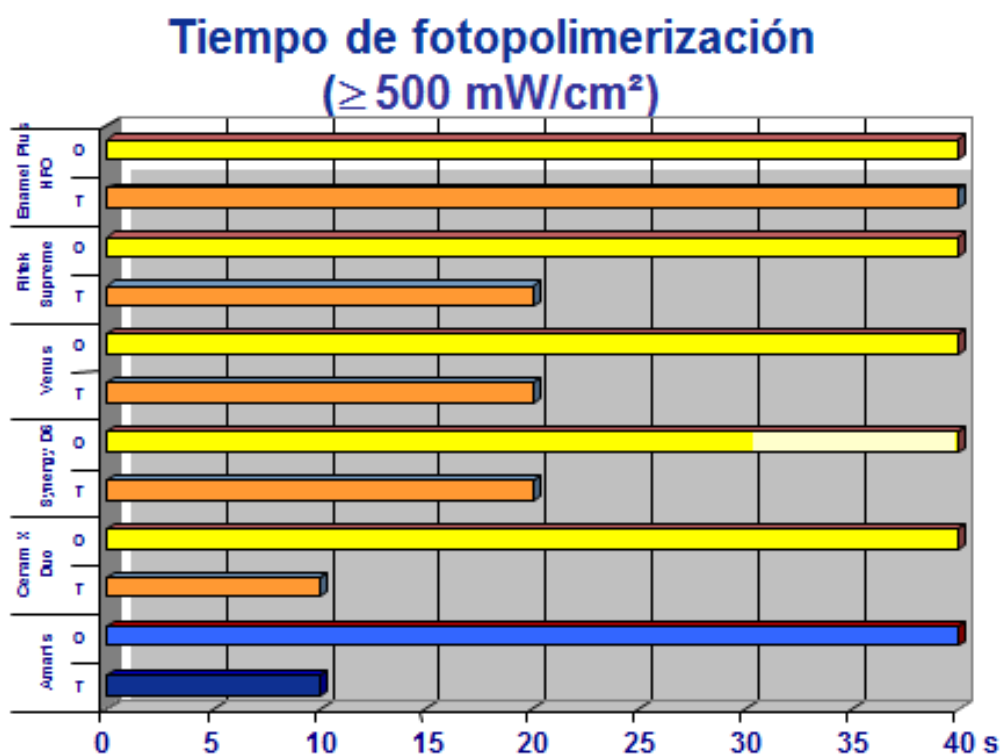
III.6. Lámpara de polimerización

Se empleó la lámpara de polimerización halógena, Astralis®10 de la casa Ivoclar Vivadent (con número de serie 1520951. Ver ilustración 12), utilizando el tiempo de polimerización que indica el fabricante (40s de tiempo en espesores de 2mm de material de composite opaco). Ver Tabla 3.



Ilustración 12: Lámpara de polimerización.

Tabla 3: Tiempo de fotopolimerización recomendado por el fabricante. ⁽⁶¹⁾



III.7. Espectrofotómetros

En la ejecución del proyecto se emplearon los dos espectrofotómetros que se muestran en la ilustración 13: Vita Easyshade® y Vita Easyshade® Compacq.

Para este estudio se eligió el “modo normal exclusivo” y el “diente aislado” para determinar el tono básico del diente ⁽⁴⁴⁾. Antes de cada medición el aparato se calibraba siguiendo las instrucciones del fabricante. ⁽⁴⁵⁾

El espectrofotómetro utilizado en este estudio ha sido previamente sometido a un test de validación. Dicho test consistió en medir un incisivo central superior extraído; donde cinco operadores diferentes registraron durante cinco días distintos las coordenadas de color en el sistema CIELab. Comprobándose posteriormente en el análisis estadístico la homogeneidad de resultados del espectrofotómetro.



Ilustración 13: Espectrofotómetros utilizados.

III.8. Dispositivo de medida

Para la medida del color, las muestras se colocaron sobre sus respectivos portamuestras y en el centro de una cabina opaca de paredes grises (ver Ilustración 14) para realizar la toma de color de las muestras en condiciones estandarizadas y evitar así la influencia de la luz ambiental tanto en la polimerización como en la toma de color de las resinas compuestas.



Ilustración 14: Imagen del interior de la cabina opaca de dimensiones 50x50x50 cm, empleada para realizar la fotopolimerización de las resinas y la toma de color de las muestras.

III.9. Método experimental

III.9.1. Ambiente de trabajo

La preparación de las muestras se realizó en el laboratorio del Departamento de Estomatología I de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.).

III.9.2. Preparación y manipulación de las muestras de composite

Con el instrumento plástico se condensó el composite a estudiar en el “pocillo” del portamuestras correspondiente, siguiendo las instrucciones de manipulación recomendadas por el fabricante. La condensación se realizó interponiendo una tira de acetato entre el portaobjetos y el composite y en la cara superficial del composite, con el fin de evitar que la resina se adhiriera a la superficie del portamuestras y conseguir, además, que la superficie del material tuviera un acabado adecuado. Ver Ilustración 15.

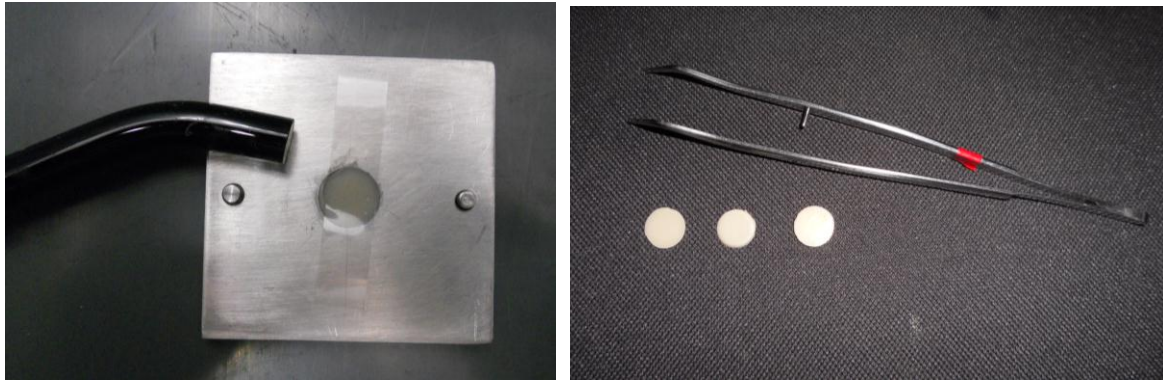


Ilustración 15: Elaboración y obtención de las muestras de composite.

A continuación se fotoactiva el composite, colocando el tip de la lámpara de polimerizar directamente sobre el acetato que cubre la parte superior de la muestra.

Tras el fraguado, se mide el color de la muestra post-polimerización empleando en primer lugar el espectrofotómetro Vita Easyshade® y en segundo lugar el espectrofotómetro Vita Easyshade® Compacq. El tip de ambos espectrofotómetros se coloca directamente sobre la muestra y se realizan tres mediciones consecutivas con cada máquina, levantando unos milímetros dicho tip entre cada uno de los disparos. ⁽⁴²⁾

En total fueron objeto de estudio un total de cuatro tonos de composite (O1, O3, O5 y TN) y se prepararon nueve muestras de cada tono (tres de un mm, tres de dos mm y tres de tres mm) ^(1, 53). Tres de cada espesor citado anteriormente.

En un estudio realizado por Jorgenson y Goodkind se reveló que los valores de L* se ven afectados por los diferentes grosores de las muestras del estudio. Se interpretó que a mayor grosor, la restauración se ve menos afectada por el gris. ⁽³⁹⁾

Una vez realizada la medición de color de la pastilla con cada uno de los espectrofotómetros, la muestra se almacena en un bote individual, en el cual se introdujeron previamente 3ml de saliva artificial. Ver Ilustración 16.



Ilustración 16: Muestras almacenadas previas a su colocación en el horno de cultivo para su mantenimiento.

Se realizaron medidas en diferentes tiempos: t_0 (inmediatamente después de la fotoactivación); t_1 (a los 15 días); t_2 (a los 30 días) y t_3 (a los 90 días). También denominados T0, T15, T30 y T90, en relación a los tiempos estudiados. De tal manera que podemos indicar que se realizaron un total de 864 medidas de color, 432 con cada espectrofotómetro.

III.9.3. Fórmulas de diferencias de color

Para la evaluación de las variaciones que se produjeron en el color de las resinas compuestas se utilizó el sistema de especificación de color CIE (Comisión Internacional de Iluminación) Lab y su diferencia de color asociada ΔE^*_{ab} . Siendo L el **valor**, C la **intensidad** y h, a y b el **tinte**. El sistema CIELab es el más utilizado en los trabajos realizados, hasta la actualidad, en Odontología.

La expresión de la diferencia de color en el espacio CIELab viene dada por las siguientes fórmulas:

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

$$\Delta E^*_{ab} = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta C^{*2} + \Delta H^{*2}} \quad (1, 13, 17, 26, 30, 31, 32, 36, 39, 40, 41, 42, 45, 46, 48, 49, 54, 55, 56, 57)$$

La habilidad del ojo humano para apreciar diferencias de color varía de un individuo a otro (es una combinación entre características del ojo y la habilidad del operador). Hay tres intervalos de valores de ΔE^* en los que se pueden distinguir diferencias de color. Según las referencias de Vichi, 2004, valores de $\Delta E^* > 1$ son considerados como diferencias no perceptibles por el ojo humano. Valores en los que $1 < \Delta E^*_{ab} < 3,3$ son perceptibles por operadores con habilidad pero se consideran clínicamente aceptables. Sin embargo, este rango se ve un poco aumentado en estudios que sugieren que los valores clínicamente aceptables de ΔE^* *in vivo* llegan a ser menores de 3,6. Los valores de $\Delta E^*_{ab} > 3,3$ son considerados perceptibles por personas sin conocimiento técnico, por lo que se consideran clínicamente inaceptables. ^(39, 56)

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

IV. RESULTADOS

IV. 1. Análisis estadístico descriptivo

IV.1.1. Equivalencia entre A1 y A2.

En primer lugar, dado que, como se explicó en el apartado de metodología, se tomaron tres medidas de cada una de las pastillas, se procedió a comprobar el grado de fiabilidad de ambos instrumentos de medida para cada una de las variables. Se han empleado coeficientes de correlación intraclass y el coeficiente “alfa” de Cronbach. Los resultados indican que la estabilidad temporal de las tres medidas tomadas en cada caso, es muy elevada ($>0,950$ siempre) y estadísticamente significativa con $p < 0,01$. Por tanto queda suficientemente demostrada la equivalencia entre valores que justifica que para cada pastilla sea posible utilizar un único valor que será la media aritmética de las tres medidas tomadas. Ver Tabla 4.

Tabla 4: Fiabilidad de las tres medidas tomadas con los instrumentos A1 y A2 en cada variable.

		L	C	H	a	b
A1	Fiabilidad	0,996	0,969	0,951	0,972	0,968
	Sig. (p)	0,000 **	0,000 **	0,000 **	0,000 **	0,000 **
A2	Fiabilidad	0,983	0,984	0,975	0,986	0,984
	Sig. (p)	0,000 **	0,000 **	0,000 **	0,000 **	0,000 **

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Debido al empleo de dos espectrofotómetros: Vita Easyshade® (representado abreviadamente como A1) y Vita Easyshade® Compacq (A2), el análisis estadístico debe comenzar por demostrar la equivalencia entre los mismos.

Para ello, en primer lugar, de los valores promedio de las medidas tomadas con ambos se ha realizado un análisis exploratorio destinado a descartar valores fuera de rango (outliers) y a conocer las características descriptivas de las variables con las herramientas habituales: **media, mediana, desviación estándar,...** así como el grado de ajuste al modelo normal de

Gauss con el test de Kolmogorov-Smirnov, considerando buen ajuste si $p > 0,05$ y desvío grave de la normalidad sólo si $p < 0,01$.

Posteriormente, se ha calculado el coeficiente de correlación de Pearson entre los valores de A1 y A2, con su prueba de significación estadística y el porcentaje de variabilidad compartida por ambos. Los resultados se exponen a continuación para cada una de las variables: L, C, H, a y b.

1) **Valor** (L)

El análisis exploratorio no ha revelado ningún valor que pueda ser considerado estadísticamente como outlier (atípico), es decir, no hay valores extremos, alejados a más de tres veces el RI, ni siquiera entre 1,5 y 3 veces el RI. (RI es: Rango Intercuartil. Distancia entre la media y los cuartiles extremos. Puede calcularse restando Q1 (primer cuartil) del Q3 (tercer cuartil), esto es, $RI = Q3 - Q1$). Sin embargo, la observación ocular de los valores sí que nos ha permitido ver que existía un único valor que era anormal en comparación con todos los demás. Éste se correspondía con la medida realizada en la variable L, en el tiempo 15, de la pastilla O1_1. Ante esta, cuando menos, curiosa situación y por prudencia, se ha procedido a definirlo como valor perdido para el resto de los análisis. Por ello, en los resultados que se exponen a continuación el número de valores analizados sólo en esta variable para T15 es de 35 pastillas, mientras que en el resto de tiempos es de 36 pastillas.

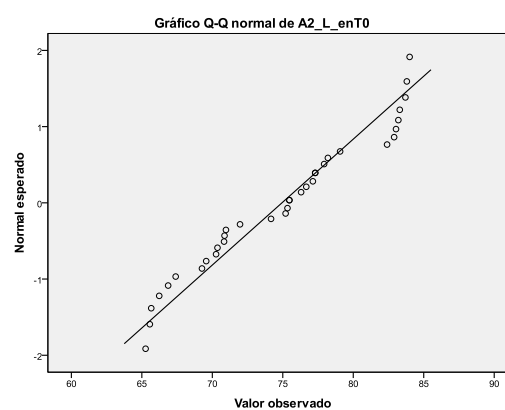
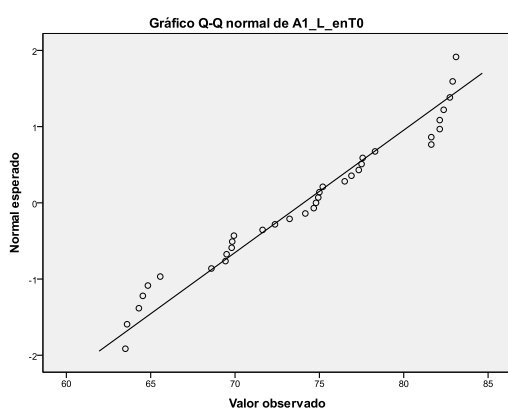
En cuanto a la descriptiva en sí, cabe destacar el buen ajuste al modelo de la Campana de Gauss de la variable L en todos los tiempos, con desviaciones que no alcanzan significación estadística, con $p > 0,05$. Ver Tabla 5.

Tabla 5: Descriptivos y Test de bondad de ajuste a la normalidad (K-S) de ambos espectrofotómetros con la variable L en los cuatro tiempos.

	A1				A2			
	T0	T15	T30	T90	T0	T15	T30	T90
Media	74,06	73,38	73,22	72,69	74,94	73,90	74,10	74,72
IC: Lím. Sup.	71,92	71,32	71,16	70,54	72,86	71,80	71,98	72,66
IC: Lím. Inf.	76,20	75,44	75,28	74,85	77,02	76,01	76,23	76,77
Mediana	74,80	74,43	74,00	73,50	75,47	74,53	75,27	75,87
Mínimo	63,50	63,87	63,97	62,80	65,27	64,30	63,93	64,90
Máximo	83,10	82,80	82,50	82,37	84,00	83,40	84,23	84,37
Desv. Estándar	6,23	5,99	6,00	6,27	6,05	6,13	6,18	5,98
P (test K-S)	0,612 NS	0,788 NS	0,638 NS	0,568 NS	0,580 NS	0,786 NS	0,742 NS	0,678 NS

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Los gráficos Q-Q (ver gráfico 1) que se incluyen a continuación nos permiten observar en qué valores de la escala de L se produce un mayor ajuste al modelo normal y en qué puntos el ajuste es peor. Mayor será el ajuste cuanto más cerca de la diagonal se encuentren los puntos señalados. Un gráfico Q-Q (“Q” significa cuartil) es un método gráfico para el diagnóstico de diferencias entre la distribución de probabilidad de una población de la que se ha extraído una muestra aleatoria y una distribución usada para la comparación.



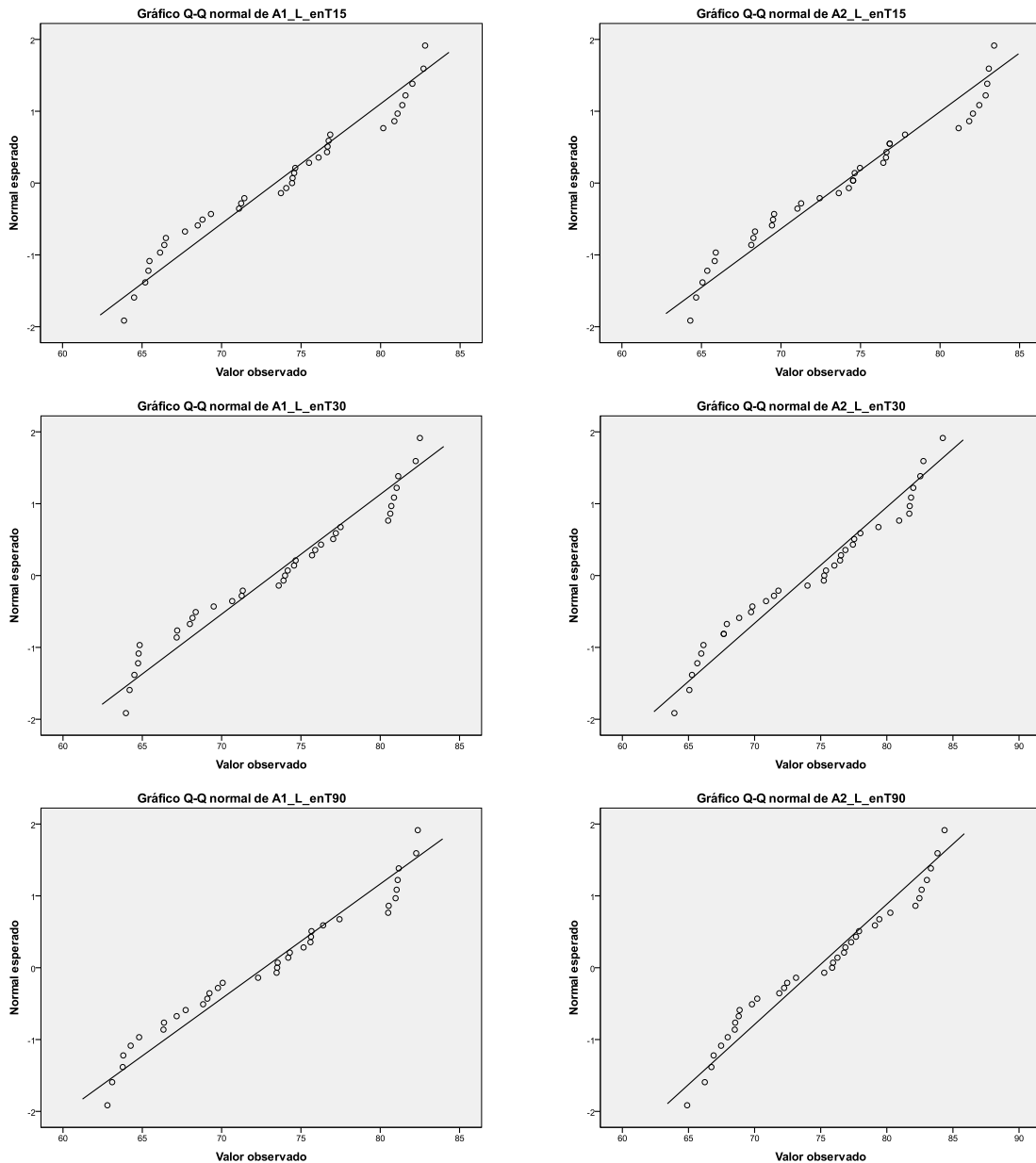


Gráfico 1: Gráficos Q-Q.

Debido al buen ajuste de los valores al modelo normal, se procedió a calcular la correlación entre los dos instrumentos mediante el coeficiente “r” de Pearson, para las medidas tomadas en los cuatro tiempos. Los resultados (ver Tabla 6) muestran en todos ellos correlaciones altamente significativas con $p < 0,01$ y muy elevadas, mayores en todos los casos a 0,980, equivalente a un más de un 96% de variabilidad común. Por tanto, se demuestra que en la variable L es completamente factible calcular un único valor promedio para esta variable entre ambos aparatos.

Tabla 6: Correlaciones entre A1 y A2 en la variable L.

		Media	r	R ²	p
T0	A1	74,31	0,993	98,6%	0,000 **
	A2	75,19			
T15	A1	73,38	0,993	98,6%	0,000 **
	A2	73,90			
T30	A1	73,49	0,992	98,4%	0,000 **
	A2	74,32			
T90	A1	72,96	0,981	96,2%	0,000 **
	A2	74,97			

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

2) *Intensidad* (C)

En el análisis exploratorio no se ha encontrado ningún valor que pueda ser considerado estadísticamente como outlier (atípico). En el estudio del ajuste al modelo normal de Gauss de la variable C en los cuatro tiempos, se han encontrado algunas variables que presentan ligeros desvíos significativos con $p < 0,05$ y dos que presentan desvíos severos, altamente significativos con $p < 0,01$. Ver Tabla 7.

Tabla 7: Descriptivos y Test de bondad de ajuste a la normalidad (K-S) de ambos espectrofotómetros con la variable C en los cuatro tiempos.

	A1				A2			
	T0	T15	T30	T90	T0	T15	T30	T90
Media	33,28	33,01	32,91	33,82	30,61	30,19	30,44	30,99
IC: Lím. Sup.	29,22	28,82	28,82	29,79	26,72	26,35	26,68	27,22
IC: Lím. Inf.	37,35	37,19	37,01	37,85	34,50	34,04	34,21	34,761
Mediana	36,02	36,30	35,72	37,13	32,45	33,82	33,23	33,23
Mínimo	12,93	11,47	11,83	13,17	11,80	10,67	10,87	11,47
Máximo	48,50	48,27	48,07	48,27	44,537	44,57	44,37	45,10
Desv. Estándar	12,01	12,36	12,10	11,90	11,50	11,36	11,12	11,15
P (test K-S)	0,183 NS	0,027 *	0,007 **	0,007 **	0,221 NS	0,028 *	0,024 *	0,024 *

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

El gráfico 2 nos permite comprobar dónde se producen estos desvíos de la normalidad.

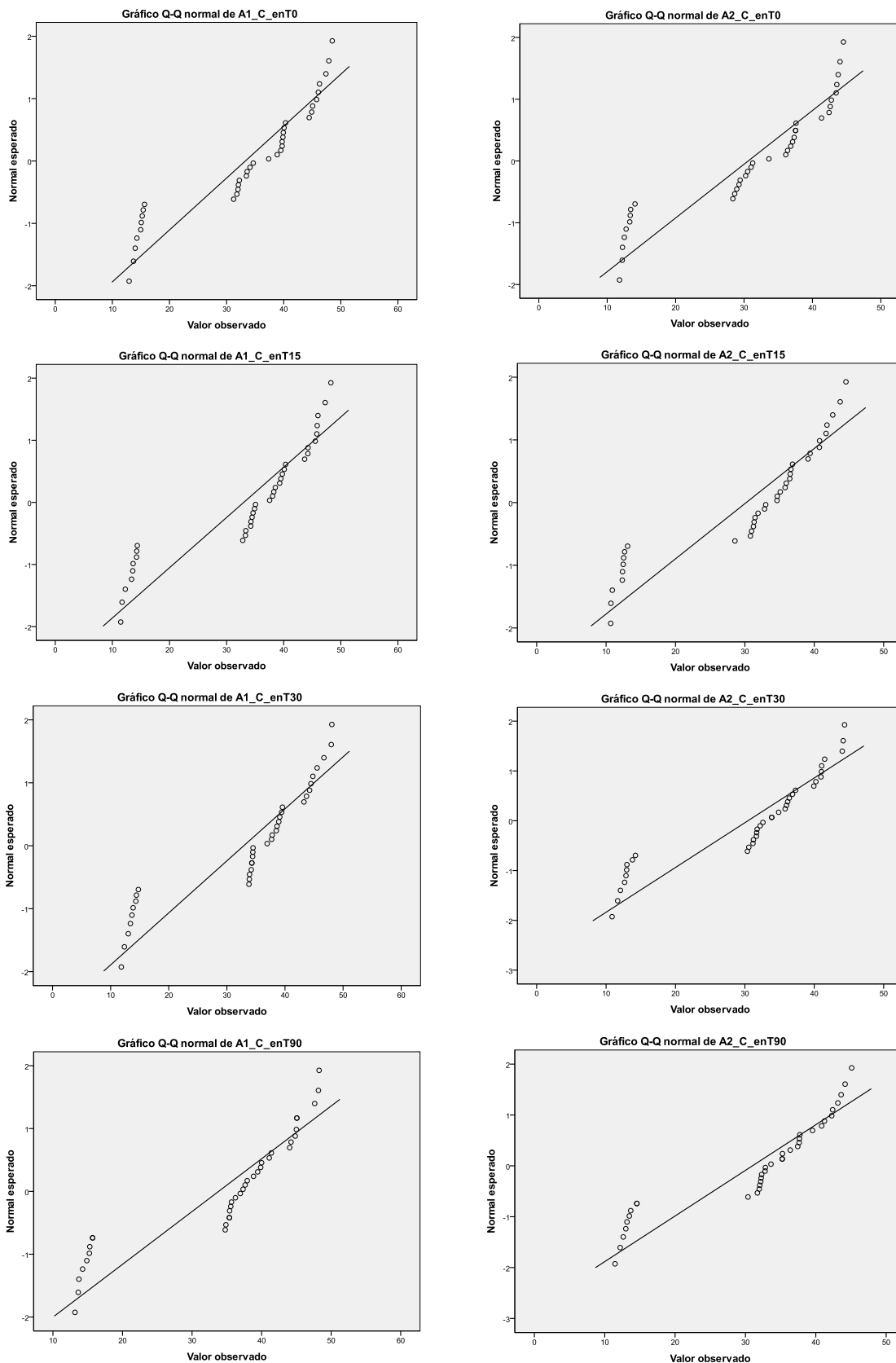


Gráfico 2: Gráficos Q-Q.

Estos problemas con el ajuste a la normalidad, nos recomiendan que además de emplear el coeficiente de Pearson utilizemos el coeficiente ordinal de Spearman que nos permitirá comprobar el grado de correlación entre los valores aunque las variables no se ajusten al modelo normal. Como se puede apreciar en la Tabla 8, la similitud entre los valores de la “r” de Pearson y de la “r_s” de Spearman, nos indican que la falta de normalidad en algunas de las mediciones no tiene trascendencia alguna en la estimación de la relación entre los instrumentos de medida. En todos los casos se hallaron coeficientes altamente significativos con $p < 0,01$ y de intensidad mayor a 0,990 que corresponde a un más de 98% de variabilidad compartida.

Tabla 8: Correlaciones entre A1 y A2 en la variable C.

		Media	r	r _s Spearman	R ²	p
T0	A1	33,28	0,999	0,995	99,8%	0,000 **
	A2	30,61				
T15	A1	33,00	0,997	0,983	99,4%	0,000 **
	A2	30,19				
T30	A1	32,91	0,999	0,992	99,8%	0,000 **
	A2	30,44				
T90	A1	33,82	0,998	0,994	99,6%	0,000 **
	A2	30,99				

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

3) *Tinte* (h)

El análisis exploratorio no ha revelado ningún valor que pueda ser considerado estadísticamente como outlier (atípico).

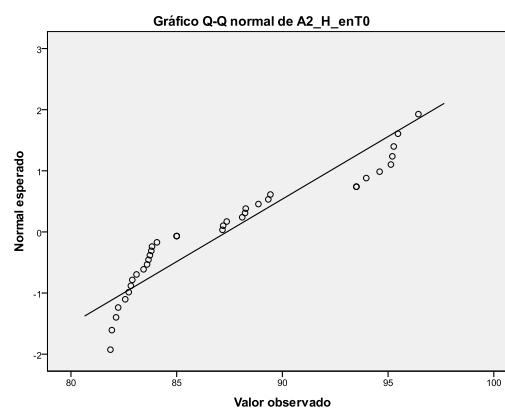
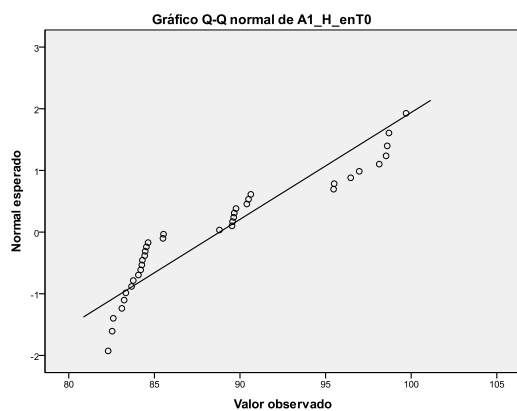
En cuanto a la estadística descriptiva en sí, cabe comentar, al igual que ocurría con la variable L, el buen ajuste al modelo de la Campana de Gauss de la variable H en todos los tiempos, con desviaciones que no alcanzan significación estadística, con $p > 0,05$. Ver Tabla 9.

Tabla 9: Descriptivos y Test de bondad de ajuste a la normalidad (K-S) de ambos espectrofotómetros con la variable H en los cuatro tiempos.

	A1				A2			
	T0	T15	T30	T90	T0	T15	T30	T90
Media	88,81	89,24	89,21	89,25	87,37	87,78	87,67	87,89
IC: Lím. Sup.	90,76	91,38	91,28	91,51	89,03	89,61	89,49	89,81
IC: Lím. Inf.	88,58	88,87	88,98	88,93	87,20	87,47	87,40	87,62
Mediana	87,17	87,72	87,45	86,83	86,08	86,23	86,07	86,17
Mínimo	82,30	82,43	82,47	82,50	81,87	81,90	81,80	81,87
Máximo	99,70	102,87	100,47	101,83	96,43	99,43	98,47	98,60
Desv. Estándar	5,77	6,33	6,11	6,68	4,89	5,41	5,36	5,70
P (test K-S)	0,072 NS	0,182 NS	0,153 NS	0,056 NS	0,129 NS	0,106 NS	0,156 NS	0,071 NS

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Los gráficos Q-Q (ver gráfico 3) que se detallan a continuación, nos permiten observar en qué valores de la escala de H se produce un mayor ajuste al modelo normal y en qué puntos el ajuste es peor.



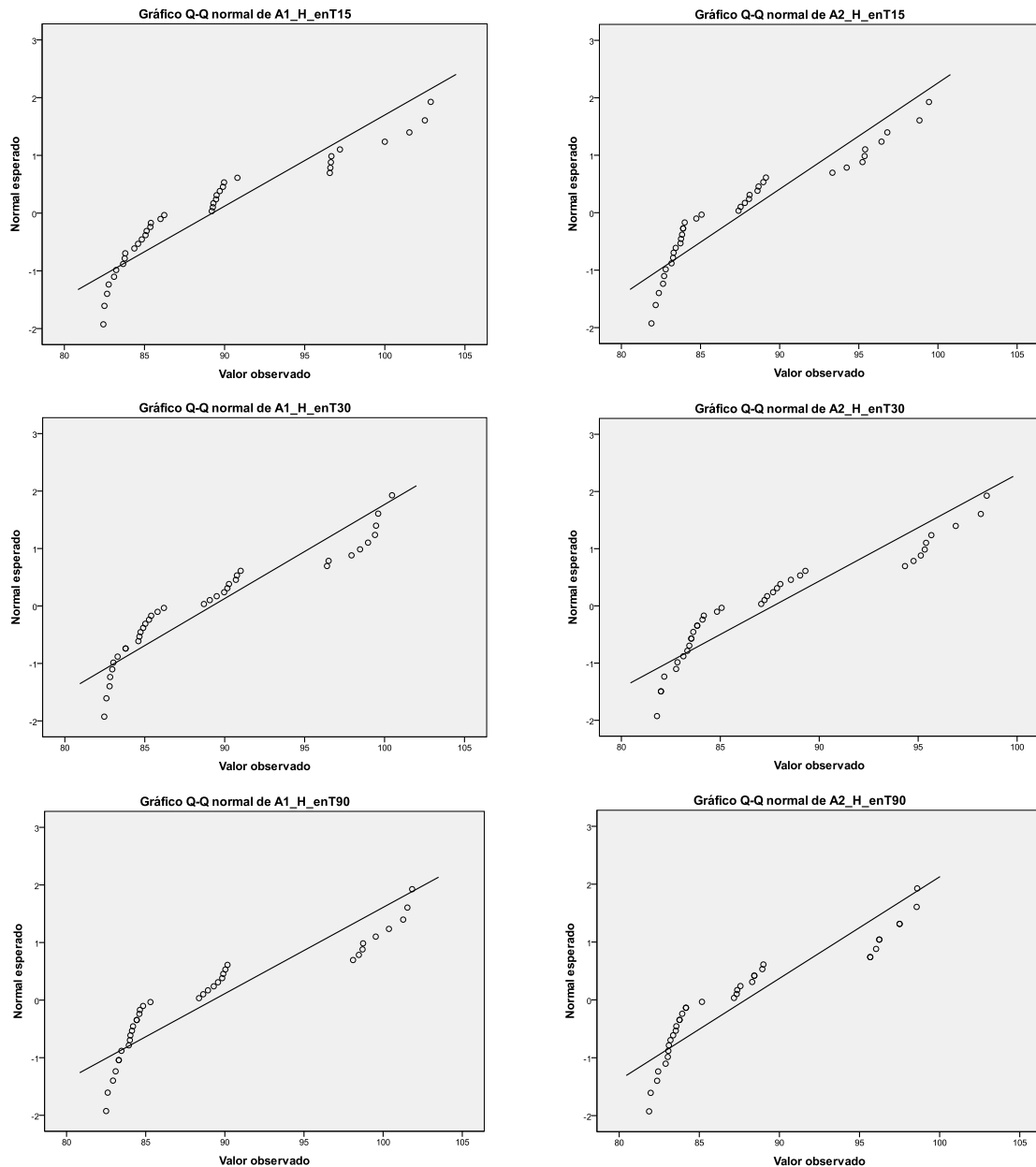


Gráfico 3: Gráficos Q-Q.

Debido al buen ajuste de los valores al modelo normal, se procedió a calcular la correlación entre los dos instrumentos mediante el coeficiente “r” de Pearson para las medidas tomadas en los cuatro tiempos. Los resultados se encuentran en la Tabla 10. Estos muestran en todos ellos correlaciones altamente significativas con $p < 0,01$ y muy elevadas, mayores en todos los casos a 0,978 equivalente a más de un 95,6% de variabilidad común. Por tanto, se demuestra que en la variable H es completamente factible calcular un único valor promedio para esta variable entre ambos aparatos.

Tabla 10: Correlaciones entre A1 y A2 en la variable H.

		Media	r	R ²	p
T0	A1	88,81	0,996	99,2%	0,000 **
	A2	87,37			
T15	A1	89,24	0,992	98,4%	0,000 **
	A2	87,78			
T30	A1	89,21	0,978	95,6%	0,000 **
	A2	87,78			
T90	A1	89,25	0,998	99,6%	0,000 **
	A2	87,89			

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

4) a

El análisis exploratorio no ha revelado ningún valor que pueda ser considerado estadísticamente como outlier (atípico). En cuanto a la descriptiva en sí, cabe comentar el buen ajuste al modelo de la Campana de Gauss de la variable “a” en todos los tiempos, con desviaciones que no alcanzan significación estadística, con $p > 0,05$. Ver Tabla 11.

Tabla 11: Descriptivos y Test de bondad de ajuste a la normalidad (K-S) de ambos espectrofotómetros con la variable “a” en los cuatro tiempos.

	A1				A2			
	T0	T15	T30	T90	T0	T15	T30	T90
Media	1,84	1,73	1,68	1,75	2,32	2,18	2,22	2,20
IC: Lím. Sup.	0,83	0,73	0,68	0,70	1,43	1,31	1,33	1,27
IC: Lím. Inf.	2,85	2,72	2,68	2,800	3,21	3,05	3,11	3,12
Mediana	1,87	1,53	1,68	2,10	2,35	2,28	2,35	2,28
Mínimo	-2,33	-2,73	-2,40	-2,80	-1,33	-1,73	-1,67	-1,93
Máximo	6,47	6,30	6,30	6,30	6,13	6,27	6,30	6,37
Desv. Estándar	2,98	2,94	2,96	3,11	2,64	2,57	2,62	2,73
P (test K-S)	0,229 NS	0,274 NS	0,596 NS	0,199 NS	0,307 NS	0,324 NS	0,457 NS	0,336 NS

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

El gráfico 4 que se incluye a continuación nos permite observar en qué valores de la escala de “a” se produce un mayor ajuste al modelo normal y en qué puntos existe un peor ajuste.

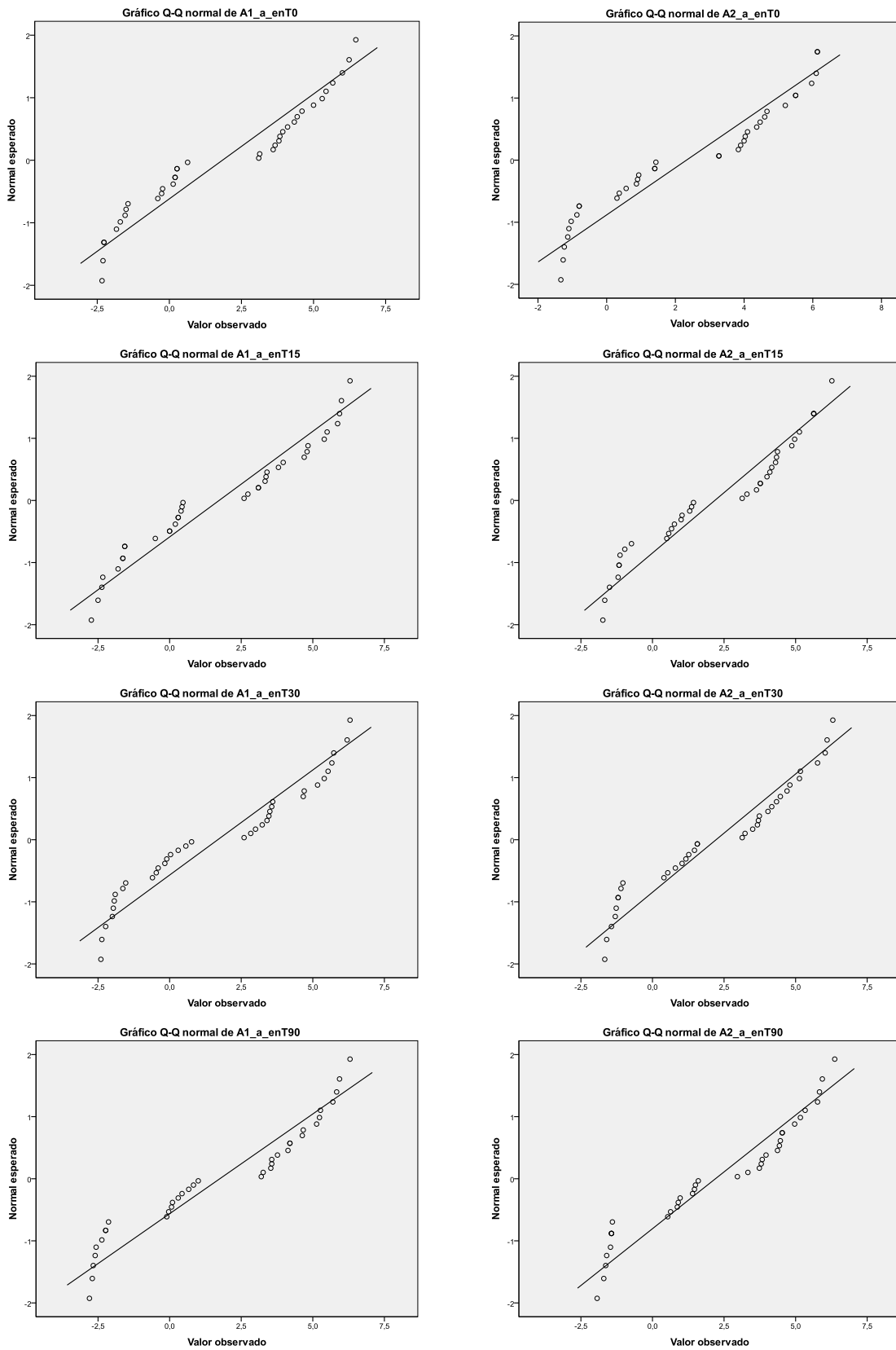


Gráfico 4: Gráfico Q-Q.

Debido al buen ajuste de los valores al modelo normal, se procedió a calcular la correlación entre los dos instrumentos mediante el coeficiente “r” de Pearson, para las medidas tomadas en los cuatro tiempos. Los resultados (ver Tabla 12) muestran en todos ellos correlaciones altamente significativas con $p < 0,01$ y muy elevadas, mayores en todos los casos a 0,990 equivalente a un más de un 98% de variabilidad común. Por tanto, se demuestra que en la variable “a” es completamente factible calcular un único valor promedio para esta variable entre ambos aparatos.

Tabla 12: Correcciones entre A1 y A2 en la variable “a”.

		Media	r	R ²	p
T0	A1	1,84	0,997	99,4%	0,000 **
	A2	2,32			
T15	A1	1,73	0,991	98,2%	0,000 **
	A2	2,18			
T30	A1	1,68	0,990	98,0%	0,000 **
	A2	2,22			
T90	A1	1,75	0,997	99,4%	0,000 **
	A2	2,20			

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

4) b

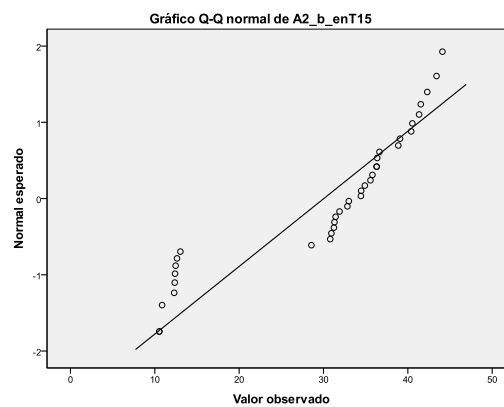
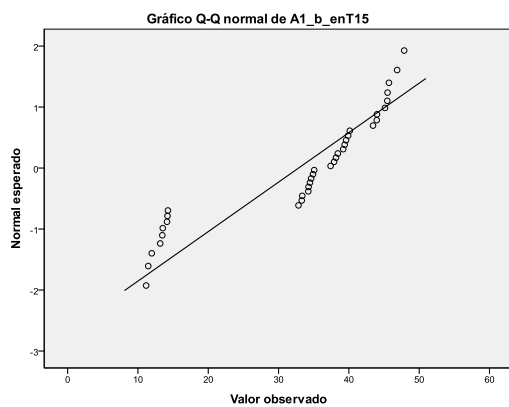
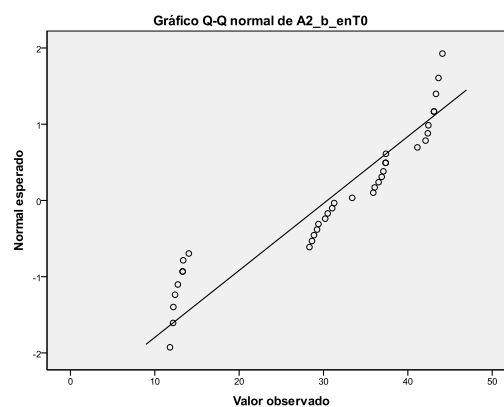
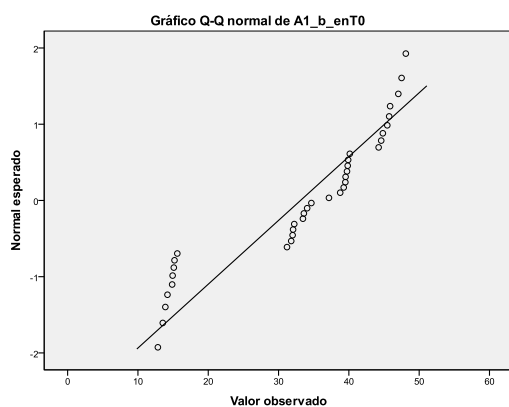
En el análisis exploratorio no se ha encontrado ningún valor que pueda ser considerado estadísticamente como outlier (atípico). En el estudio del ajuste al modelo normal de Gauss de la variable “b” en los cuatro tiempos, se han encontrado algunas variables que presentan ligeros desvíos significativos con $p < 0,05$ y dos que presentan desvíos severos, altamente significativos con $p < 0,01$. Ver Tabla 13.

Tabla 13: Descriptivos y Test de bondad de ajuste a la normalidad (K-S) de ambos espectrofotómetros con la variable “b” en los cuatro tiempos.

	A1				A2			
	T0	T15	T30	T90	T0	T15	T30	T90
Media	33,12	32,85	32,75	33,64	30,45	30,04	30,28	30,82
IC: Lím. Sup.	29,08	28,68	28,67	29,62	26,60	26,23	26,55	27,07
IC: Lím. Inf.	37,17	37,02	36,84	37,66	34,30	33,85	34,01	34,56
Mediana	35,92	36,232	35,67	37,08	32,33	33,72	33,13	33,22
Mínimo	12,83	11,17	11,70	12,90	11,80	10,53	10,77	11,33
Máximo	48,10	47,87	47,67	47,87	44,10	44,10	43,93	44,63
Desv. Estándar	11,95	12,33	12,06	11,88	11,38	11,27	11,04	11,07
P (test K-S)	0,165 NS	0,023 *	0,006 **	0,005 **	0,213 NS	0,023 *	0,021 *	0,020 *

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Los gráficos Q-Q (ver gráfico 5) siguientes nos permiten comprobar mejor dónde se producen estos desvíos de la normalidad.



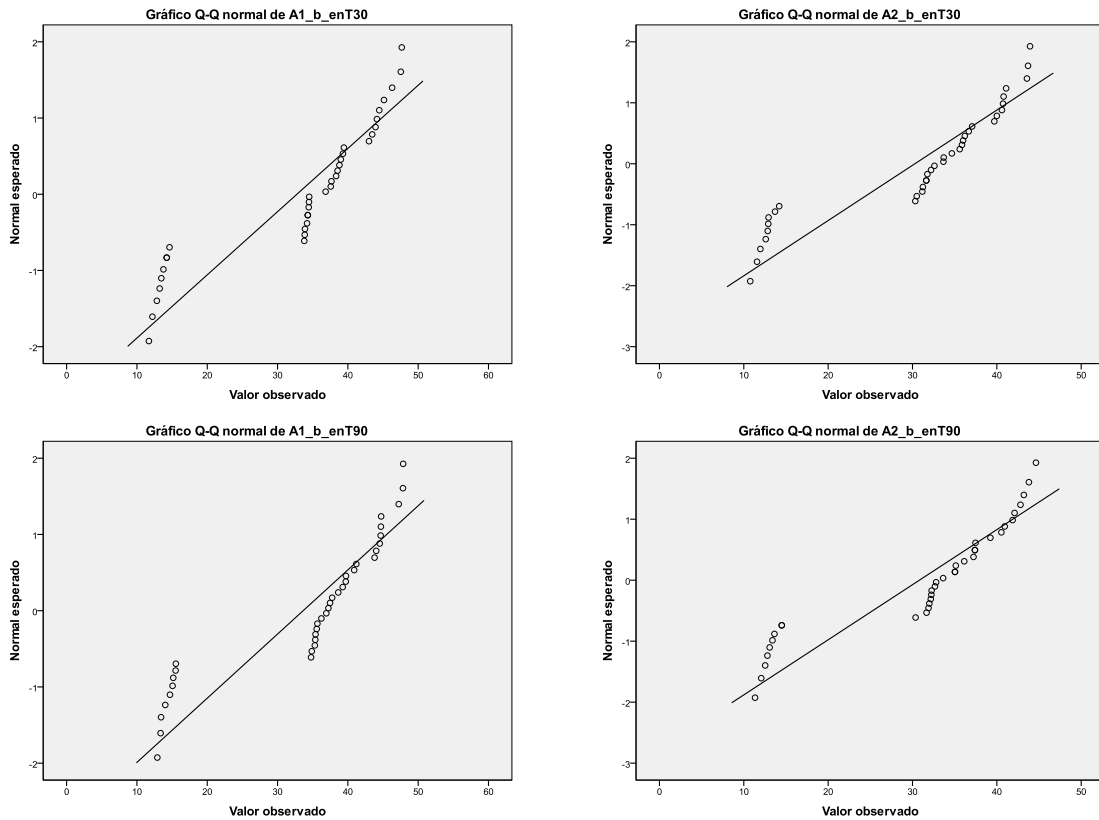


Gráfico 5: Gráficos Q-Q.

Al igual que ocurría en la variable C, estos problemas con el ajuste a la normalidad, nos recomiendan que, además de emplear el coeficiente “r” de Pearson, utilicemos el coeficiente ordinal de Spearman (r_s), que nos permitirá comprobar el grado de correlación entre los valores aunque las variables no se ajusten al modelo normal. Como se puede apreciar en la Tabla 14, la similitud entre los valores de la “r” de Pearson y de la “ r_s ” de Spearman nos indican que la falta de normalidad en algunas de las mediciones no tiene trascendencia alguna en la estimación de la relación entre los instrumentos de medida. En todos los casos se hallaron coeficientes altamente significativos con $p < 0,01$ y de intensidad mayor a 0,990 que se corresponde con más de un 98% de variabilidad compartida.

Tabla 14: Correlaciones entre A1 y A2 en la variable “b”.

		Media	r	r _s Spearman	R ²	p
T0	A1	33,12	0,999	0,997	99,8%	0,000 **
	A2	30,44				
T15	A1	32,85	0,997	0,982	99,4%	0,000 **
	A2	30,03				
T30	A1	32,75	0,999	0,992	99,8%	0,000 **
	A2	30,28				
T90	A1	33,64	0,998	0,994	99,6%	0,000 **
	A2	30,82				

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Dada la equivalencia existente entre los factores C y b y entre h y a, se procederá a estudiar únicamente los factores C y h.

IV.1.2. Análisis de la significación de los efectos.

En esta segunda parte del análisis se pretenden comprobar las hipótesis estadísticas:

- 1) Existen diferencias significativas debidas al paso del tiempo.
- 2) Existen diferencias significativas debidas al color.
- 3) Existen diferencias significativas debidas al grosor.

Todas ellas, para cada una de las variables: L, C, h. Para ello se ha procedido de la siguiente manera:

En primer lugar se ha estudiado el efecto del paso del tiempo sobre cada variable. Como se trata de un diseño de medidas repetidas (cuatro niveles) sobre los mismos elementos (las pastillas de composite), se ha empleado para cada una de las tres variables la técnica de ANOVA de medidas repetidas, acompañada de los correspondientes contrastes multivariados a posteriori entre pares de valores. Así mismo se ha calculado el porcentaje

de variabilidad explicada por el factor Eta^2 parcial y la potencia del contraste (para el nivel de confianza del 5%). Se incluye el estudio de la tendencia en la forma de la asociación entre VD (variable dependiente) y factor intrasujeto tiempo, en caso de que haya significación en la misma.

Posteriormente se ha incorporado la variable color (cuatro categorías). Se ha empleado un ANOVA bifactorial con esta variable como factor intrasujeto, manteniendo al tiempo como factor de medidas repetidas. Se han realizado las mismas pruebas y cálculos que en el caso anterior y se ha estudiado el efecto de cada factor, así como la interacción entre ellos.

Y por último, se ha incorporado al modelo como segundo factor intrasujeto el grosor (con tres niveles), para realizar un ANOVA multifactorial con las tres variables en conjunto. Se ha estudiado el efecto de cada una de ellas y de sus respectivas interacciones. Se han acompañado con las mismas pruebas estadísticas de los análisis anteriores.

Los resultados se explican a continuación, variable a variable, desde el modelo completo con los tres factores y sus interacciones. Se comienza por explicar los efectos principales de cada factor sobre la variable. Los efectos principales nos indican si existen diferencias significativas en la variable medida entre las diferentes categorías del factor, es decir expresan asociación entre las variables, independientemente de la existencia de otras variables que también puedan estar relacionadas con la dependiente. Posteriormente se explica el efecto de cada una de las interacciones.

1) **Valor (L)**

Comenzamos por el estudio del **efecto del tiempo** sobre los valores de la variable L y el análisis de sus efectos principales.

En el gráfico 6, se aprecia claramente como la media de la variable L es más elevada (74,74) inmediatamente después de la polimerización, en el que hemos denominado momento T0. Tras ello, se observa un descenso en los valores de L que se mantienen entre 73,90 y 73,96 en los otros tres momentos temporales analizados. Estas diferencias han resultado ser altamente significativas con $p < 0,01$ (Anova MR: $F=25,95$; 3 y 69 gl; $p=0,000$) con una potencia del 99,9% y un 53% de variabilidad de los cambios de L explicados desde el factor tiempo. Ver Tabla 18.

Al estudiar el tipo de relación entre las variables, se encontraron significaciones estadísticas con $p < 0,01$ tanto para la relación lineal como para la cuadrática y la cúbica. El modelo que mejor explicaría esta asociación, con 68,5% de ajuste, es el cuadrático ($F=50,11$; 1 y 23 gl; $p=0,000$ y potencia: 0,999).

En la comparación de los tiempos por pares (ver Tabla 15) se puede comprobar que solamente son significativas con $p < 0,01$ las diferencias entre el T0 y los otros tres tiempos. Según esto se estima con una confianza del 95% una reducción en L en el mayor de los casos comprendida en el intervalo 0,60–1,12 entre T0 y T15 y que se estabilizaría entre 0,45–1,14 al llegar al T90. Comparando las medias de las mediciones realizadas en T15, T30 y T90 entre sí, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con $p > 0,05$.

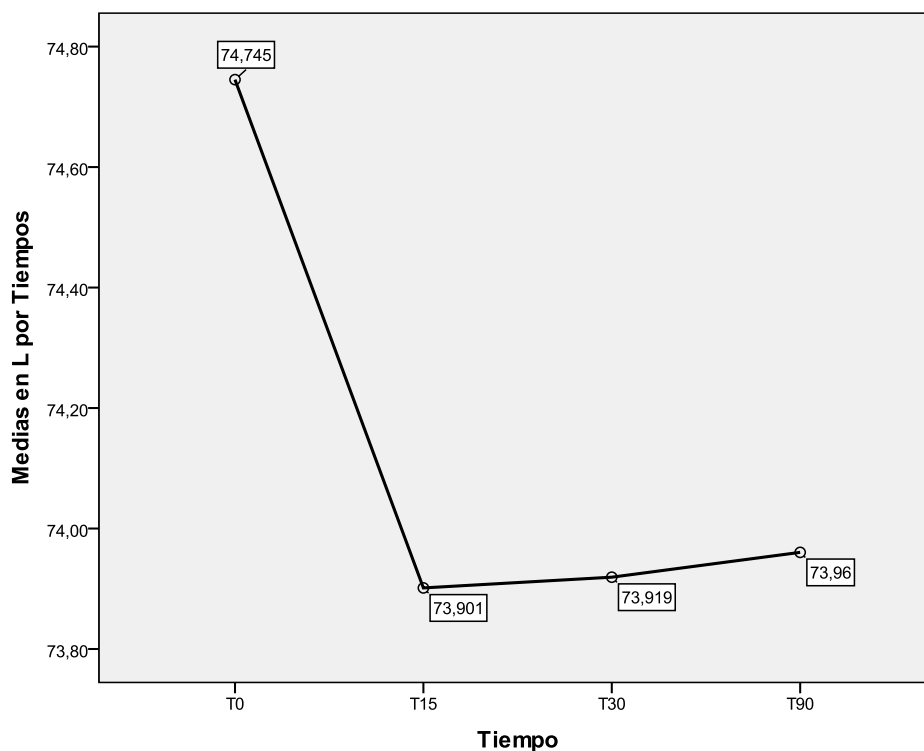


Gráfico 6: Evolución de las medias de la variable L en función del efecto del TIEMPO.

Tabla 15: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del TIEMPO sobre la variable L.

	T0	T15	T30	T90
T0	-	0,85 p=0,000 **	0,84 p=0,000 **	0,80 p=0,000 **
T15	IC: 0,60 – 1,12	-	-0,01 p=0,858 NS	-0,05 p=0,609 NS
T30	IC: 0,56 – 1,11	NS	-	-0,04 p=0,682 NS
T90	IC: 0,45 – 1,14	NS	NS	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Al incorporar al análisis anterior la **variable color** como factor intersujeto, se observó (ver gráfico 7) que la media superior corresponde al O1 (82,21) seguida del O3 (75,475) y TN (72,31) y siendo la menor de todas la del color O5 (66,53). Estas diferencias han resultado ser estadísticamente significativas con $p < 0,01$ ($F=1535,39$; 3 y 23 gl; $p=0,000$) con una potencia del 99,9% y un 99,5% de variabilidad de los cambios de L explicados por los diferentes colores empleados. Ver Tabla 18.

Al comparar los colores por pares (ver Tabla 16) se encontró que todas las diferencias son altamente significativas con $p < 0,01$. El orden de los colores en la variable L de mayor a menor es, por tanto: O1 > O3 > TN > O5. La diferencia entre O1 y TN se estima en torno a las 10 unidades (I.C. al 95% de confianza: 9,41–10,39). La diferencia más pequeña se observa entre O3 y TN, poco más de tres unidades (IC al 95%: 2,69–3,63); mientras que la mayor de todas ellas se da entre O1 y O5 con un valor algo mayor a 15,5 unidades (IC al 95%: 15,20–16,18).

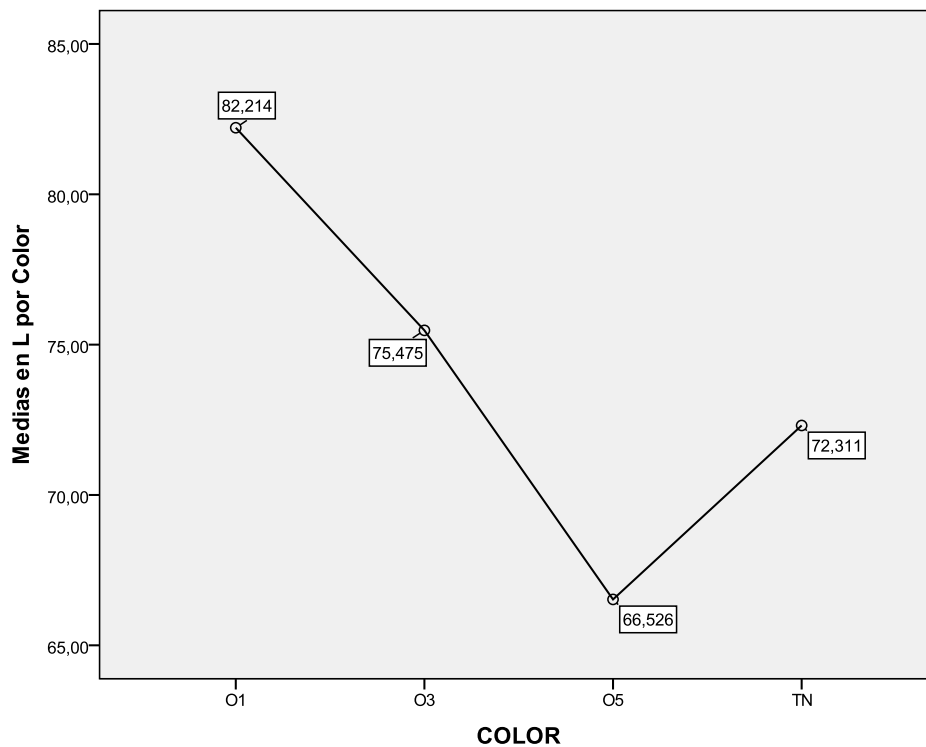


Gráfico 7: Diferencia del valor de las medias de la variable L en función del COLOR.

Tabla 16: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del COLOR sobre la variable L.

	01	03	05	TN
01	-	6,74 p=0,000 **	15,69 p=0,000 **	9,90 p=0,000 **
03	IC: 6,25 – 7,23	-	8,95 p=0,000 **	3,16 p=0,000 **
05	IC: 15,20 – 16,18	IC: 8,48 – 9,42	-	-5,78 p=0,000 **
TN	IC: 9,41 – 10,39	IC: 2,69 – 3,63	IC: 5,32 – 6,25	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Para terminar el estudio de los efectos principales, añadimos al modelo la **variable grosor como segundo factor intersujeto**, se observó (ver gráfico 8) que a medida que se incrementa el grosor de las pastillas, disminuye el valor (L). Estas diferencias han resultado ser estadísticamente significativas con $p < 0,01$ ($F=229,18$; 2 y 23 gl; $p=0,000$) con una

potencia del 99,9% y un 95,2% de variabilidad de los cambios de L explicados por los distintos grosores. Ver una vez más, la Tabla 18.

En la comparación por pares de los tres tipos de grosores utilizados (ver tabla 17) se comprobó que todas las diferencias son altamente significativas con $p < 0,01$. La diferencia entre los composites de 1mm y 2mm se sitúa sobre las tres unidades (I.C. al 95%: 2,88–3,72); mientras que la máxima diferencia, desde el grosor de 1mm al de 3mm, podría llegar a ser mayor de cuatro unidades (IC al 95%: 3,72–4,55).

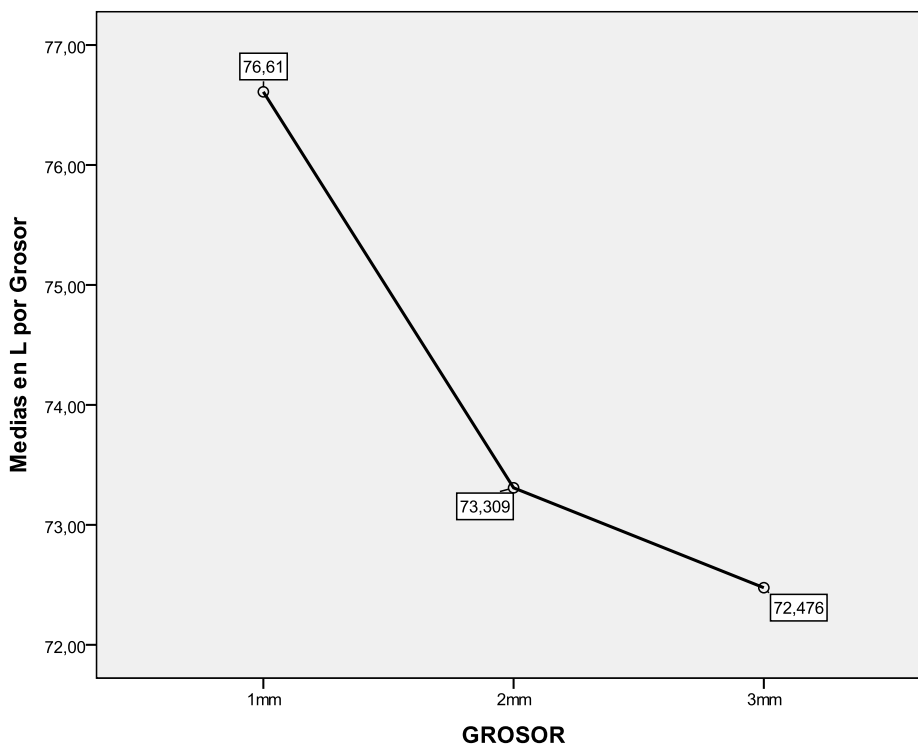


Gráfico 8: Diferencia del valor de las medias de la variable L en función del GROSOR.

Tabla 17: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del GROSOR sobre la variable L.

	1 mm	2 mm	3 mm
1 mm	-	3,30 p=0,000 **	4,13 p=0,000 **
2 mm	IC: 2,88 – 3,72	-	0,83 p=0,000 **
3 mm	IC: 3,72 – 4,55	IC: 0,43 – 1,24	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

La siguiente tabla (Tabla 18) resume el análisis de los efectos principales. Como conclusión global se puede afirmar que todos los factores analizados producen diferencias altamente significativas sobre la variable L ($p < 0,01$ y potencia 0,999), siendo el color el que más porcentaje explica (99,5%) de los cambios observados en dicha variable.

Tabla 18: Resumen de la significación de los efectos de los factores sobre la variable L.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Tiempo (MR)	3	17,41	25,95	0,000 **	0,999	0,530
Color (Intersujeto)	3	1423,21	1535,39	0,000 **	0,999	0,995
Grosor (Intersujeto)	2	212,43	229,18	0,000 **	0,999	0,952

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

2) *Intensidad* (C)

Efecto del tiempo sobre los valores de la variable C:

En el gráfico 9 se puede observar claramente como la media de la variable C es más elevada (32,41) en el momento que hemos denominado T90. La segunda media más alta se corresponde con el momento justo después de la polimerización del material (31,94). Entre los tiempos T15 y T30, los valores medios de la variable C se mantienen similares entre 31,60 y 31,67. Estas diferencias han resultado ser altamente significativas con $p < 0,01$ (Anova MR: $F=12,42$; 3 gl; $p=0,000$) con una potencia del 99,9% y un 34,1% de variabilidad de los cambios de C explicados desde el factor tiempo. Ver Tabla 22.

Al estudiar el tipo de relación entre las variables, se encontraron significaciones estadísticas con $p < 0,05$ para la relación lineal, con $p < 0,01$ para la cuadrática, siendo no significativa ($p=0,587 > 0,05$) para la cúbica. El modelo que mejor explicaría esta asociación, con un 64,5% de ajuste, es el cuadrático ($F=43,60$; 1 y 24 gl; $p=0,000$ y potencia: 0,999).

En la comparación de los tiempos por pares (ver tabla 19) se puede comprobar como solamente son significativas con $p < 0,01$ las diferencias entre T15 y T90. Según esto, se estima con una confianza del 95% un incremento en C en torno a 0,52-1,09 para el intervalo entre T15-T90.

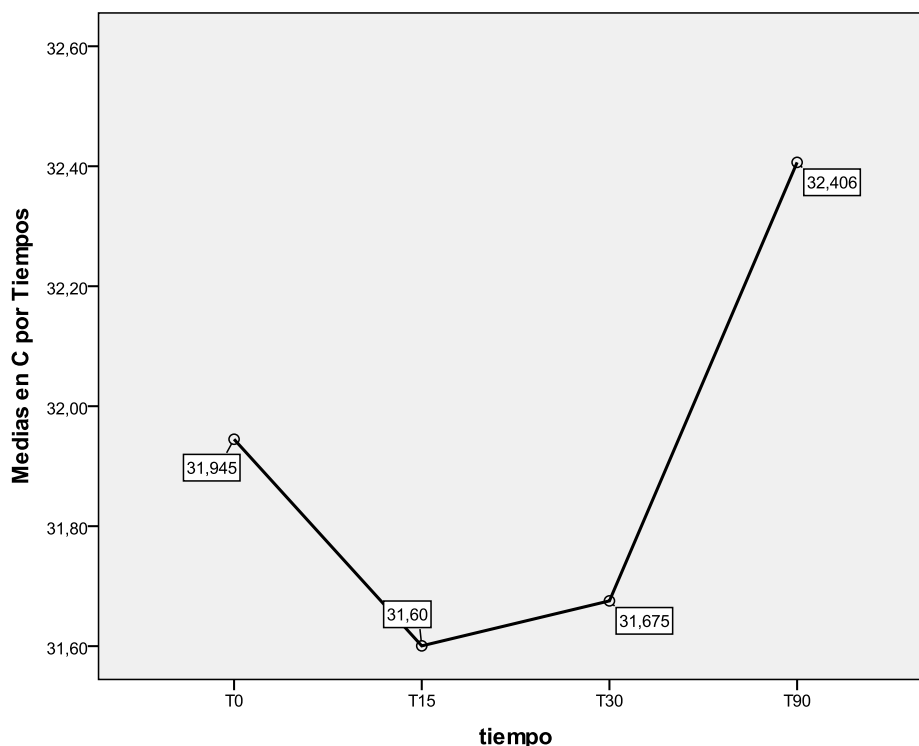


Gráfico 9: Evolución de las medias de la variable C en función del efecto del TIEMPO.

Tabla 19: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del TIEMPO sobre la variable C.

	T0	T15	T30	T90
T0	-	0,34 p=0,036 *	0,27 p=0,052 ^{NS}	-0,46 p=0,022 *
T15	IC: 0,02 – 0,66	-	-0,08 p=0,550 ^{NS}	-0,81 p=0,000 **
T30	NS	NS	-	-0,73 p=0,000 **
T90	IC: 0,07 – 0,85	IC: 0,52 – 1,09	IC: 0,47 – 1,00	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Al incorporar la **variable color** como factor intersujeto al análisis anterior, se observó (ver gráfico 10) que la media superior corresponde al O5 (44,04), seguida del O3 (37,59) y del

O1 (32,67) y siendo la menor de todas la del color TN (13,33). Estas diferencias han resultado ser estadísticamente significativas con $p < 0,01$ ($F=4106,80$; 3 gl; $p=0,000$) con una potencia del 99,9% y un 99,8% de variabilidad de los cambios de C explicados por los diferentes colores explicados. Ver Tabla 22.

Al comparar los colores por pares (ver tabla 20), se encontró que todas las diferencias son altamente significativas con $p < 0,01$. El orden de los colores en la variable C de mayor a menor es, por tanto: $O5 > O3 > O1 > TN$. La diferencia entre O5 y TN es la mayor de todas y se estima en torno a las treinta unidades (I.C. al 95% de confianza: 30,11-31,31). La diferencia más pequeña se observa entre O1 y O3, en torno a las 4,5 unidades (I.C. al 95%: 4,31-5,52). La diferencia entre O1 y TN se estima en torno a las 19 unidades (I.C. al 95% de confianza: 18,74-19,95).

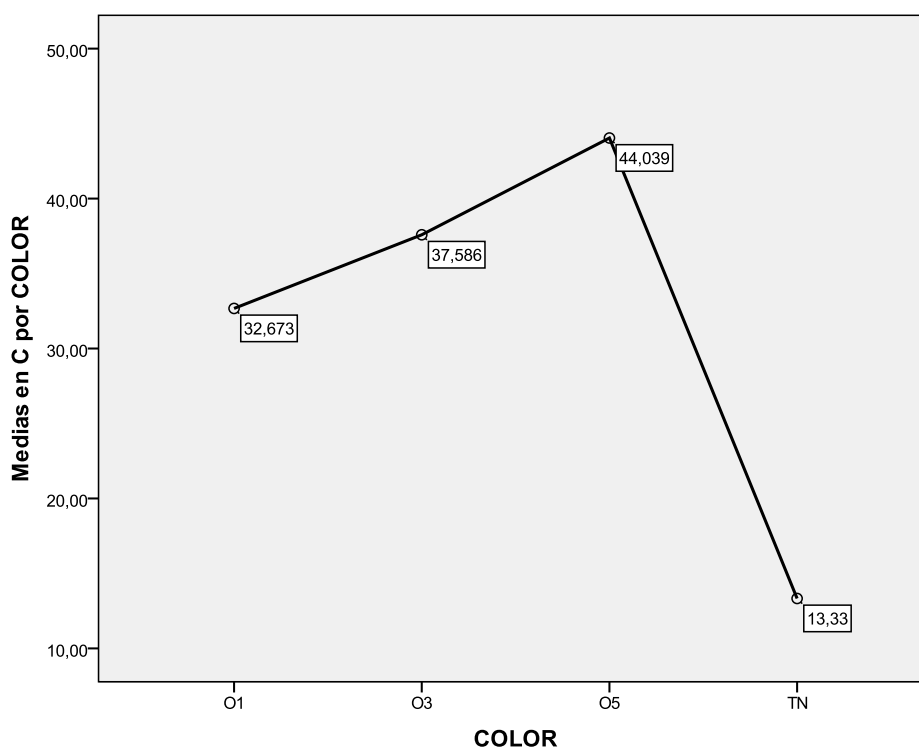


Gráfico 10: Diferencia del valor de las medias de la variable C en función del COLOR.

Tabla 20: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del COLOR sobre la variable C.

	01	03	05	TN
01	-	-4,91 p=0,000 **	-11,37 p=0,000 **	19,34 p=0,000 **
03	IC: 4,31 – 5,52	-	-6,45 p=0,000 **	24,26 p=0,000 **
05	IC: 10,76 – 11,97	IC: 5,85 – 7,06	-	30,71 p=0,000 **
TN	IC: 18,74 – 19,95	IC: 23,65 – 24,86	IC: 30,11 – 31,31	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Para terminar el estudio de los efectos principales, añadimos al modelo la variable grosor como segundo factor intersujeto. Se observó (ver gráfico 11) que a medida que se aumenta el grosor de las pastillas disminuye la **intensidad**. Estas diferencias han resultado ser estadísticamente significativas con $p < 0,01$ ($F=14,98$; 2 gl; $p=0,000$), con una potencia del 99,8% y un 55,5% de variabilidad de los cambios de C explicados por los diferentes grosores. Ver una vez más la Tabla 22.

En la comparación por pares de los tres tipos de grosores utilizados (ver tabla 21) se comprobó que la diferencia entre 1 mm y 2 mm no es significativa, mientras que sí lo son las diferencias entre 1 mm y 3 mm y entre 2 mm y 3 mm. La diferencia entre los composites de 1 y 3 mm se sitúa en torno a la unidad (I.C. al 95%: 0,84-1,89), y la diferencia entre los composites de 2 y 3 mm: I.C. al 95%: 0,36-1,40.

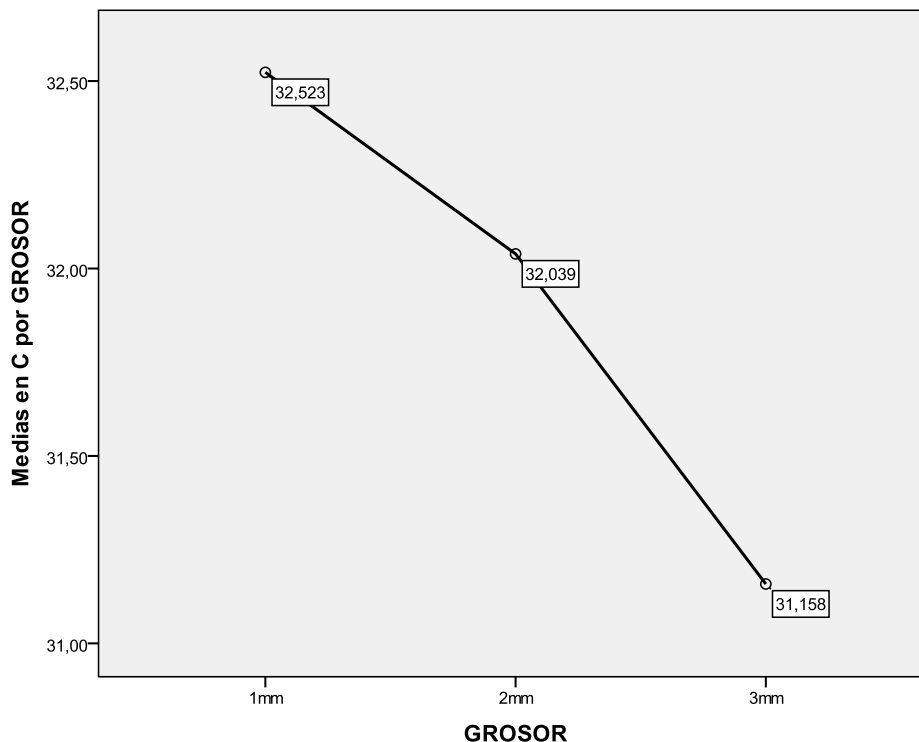


Gráfico 11: Diferencia del valor de las medias de la variable C en función del GROSOR.

Tabla 21: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del GROSOR sobre la variable C.

	1 mm	2 mm	3 mm
1 mm	-	0,48 p=0,067 ^{NS}	1,37 p=0,000 **
2 mm	NS	-	0,88 p=0,002 **
3 mm	IC: 0,84 – 1,89	IC: 0,36 – 1,40	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

La siguiente tabla (Tabla 22) resume el análisis de los efectos principales. Como conclusión global se puede afirmar que todos los factores analizados producen diferencias altamente significativas sobre la variable C ($p < 0,01$ y potencia 0,999) siendo el color el que más porcentaje explica (99,8%) de los cambios observados en dicha variable.

Tabla 22: Resumen de la significación de los efectos de los factores sobre la variable C.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Tiempo (MR)	3	4,78	12,42	0,000 **	0,999	0,341
Color (Intersujeto)	3	6301,75	4106,80	0,000 **	0,999	0,998
Grosor (Intersujeto)	2	22,98	14,98	0,000 **	0,998	0,555

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

3) *Tinte* (h)

Continuamos con el estudio de la variable H, *tinte*. El gráfico 12 nos indica que sus promedios resultan ser más elevados en las medidas T15 (88,51), T30 (88,44) y T90 (88,57) que en el momento inicial T0 (88,09). Estas diferencias son altamente significativas con $p < 0,01$ ($F = 7,36$; 3 y 24 gl; $p = 0,000$) con una potencia del 98% y un 23,5% de variabilidad del cambio en los valores H explicados desde el factor tiempo. Ver Tabla 26.

Analizando el tipo de relación entre las variables, se encontraron significaciones estadísticas con $p < 0,01$ solamente para la relación lineal, siendo no significativas las demás ($p > 0,05$) tanto la cuadrática como la cúbica. El modelo que mejor explicaría esta asociación es, por tanto, el lineal con 42,7% de ajuste ($F = 17,87$; 1 y 24 gl; $p = 0,000$ y potencia: 0,982). En la comparación de los tiempos por pares (ver tabla 23) se puede comprobar como son significativas con $p < 0,01$ las diferencias entre el T30 y T90 con el inicial T0 y es significativa con $p < 0,05$ la diferencia entre T15 y T0. Según esto se estima con una confianza del 95% un incremento en H en el mayor de los casos comprendido en el intervalo 0,22-0,74 desde T0 hasta T90 y en el menor de los casos, comprendido en el intervalo 0,14-0,56 desde T0 hasta T30.

Las medias de las medidas realizadas en T15, T30 y T90 no presentan diferencias estadísticamente significativas entre sí, con $p > 0,05$.

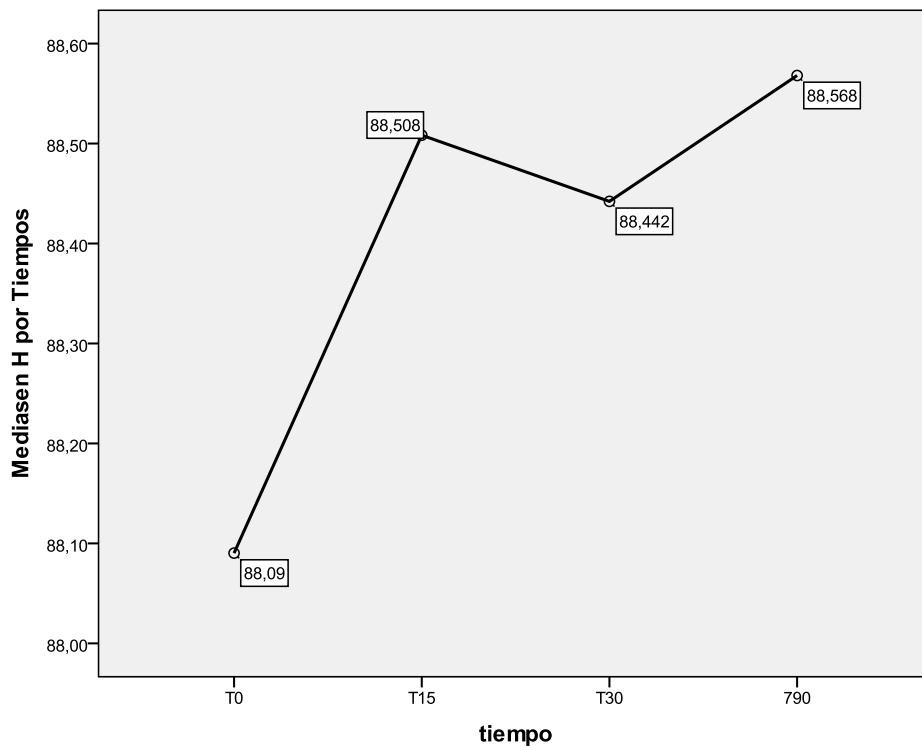


Gráfico 12: Evolución de las medias de la variable H en función del efecto del TIEMPO.

Tabla 23: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del TIEMPO sobre la variable H.

	T0	T15	T30	T90
T0	-	-0,42 p=0,020 *	-0,35 p=0,002 **	-0,47 p=0,001 **
T15	IC: 0,07 – 0,76	-	0,07 p=0,531 ^{NS}	-0,06 p=0,420 NS
T30	IC: 0,14 – 0,56	NS	-	-0,13 p=0,065 NS
T90	IC: 0,22 – 0,74	NS	NS	-

NS = no significativo (p>0,05) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Cuando se añade la variable color como factor intersujeto al análisis anterior, se observa (ver gráfico 13) que la media superior corresponde al TN (98,67), seguida de O1, O3 y O5, por este orden. TN presenta medias entre 89,24 y 83,65. Estas diferencias, como es obvio son altamente significativas con $p < 0,01$ ($F=1513,58$; 3 y 24 gl; $p=0,000$) con una potencia

del 99,5% y un 99,9% de la variabilidad de los cambios en H explicados por el color. Ver Tabla 26.

Al contrastar los colores por pares con el test a posteriori DMS (ver Tabla 24) se encontró que todas las diferencias entre colores son significativas con $p < 0,01$. La diferencia entre TN y el segundo de los colores, O1, se estima alrededor de las ocho unidades (IC, 95% de confianza: 7,95-8,86). La diferencia entre O1 y O3 está en 4,5 unidades (IC al 95%: 4,09-5,01) y la diferencia entre O3 y el de menor H, O5, se sitúa en torno a las 1,5 unidades (IC al 95%: 0,98-1,90). La mayor diferencia, entre TN y O5, estaría por encima de los 14 puntos (IC 95%: 13,94-18,86).

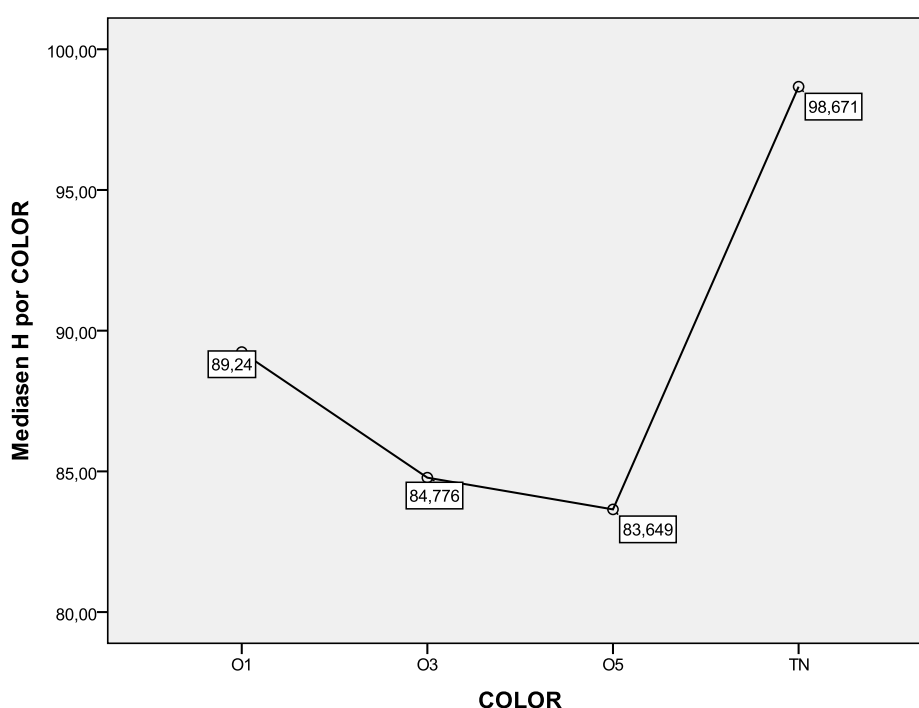


Gráfico 13: Diferencia del valor de las medias de la variable H en función del COLOR.

Tabla 24: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del COLOR sobre la variable H.

	01	03	05	TN
01	-	4,55 p=0,000 **	5,99 p=0,000 **	-8,41 p=0,000 **
03	IC: 4,09 – 5,01	-	1,44 p=0,000 **	-12,96 p=0,000 **
05	IC: 5,53 – 6,45	IC: 0,98 – 1,90	-	-14,40 p=0,000 **
TN	IC: 7,95 – 8,86	IC: 12,50 – 13,41	IC: 13,94 – 14,86	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

El estudio de los efectos principales se completa incorporando al modelo el factor intersujeto denominado grosor. Se observó (ver gráfico 14) que a medida que se incrementa el grosor de las pastillas aumenta el **tinte**, H. Estas diferencias han resultado ser estadísticamente significativas con $p < 0,01$ ($F=19,28$; 2 y 24 gl; $p=0,000$), con una potencia del 98,3% y un 58,1% de variabilidad de las diferencias en H explicadas por los distintos grosores. De nuevo, ver la Tabla 26.

En la comparación a posteriori por pares de los tres grosores (véase Tabla 25) se comprobó que son significativas con $p < 0,01$ las diferencias entre los 3 mm y los otros dos grosores empleados. La diferencia entre los de 3 mm y 1 mm, está ligeramente por encima de una unidad (IC 95%: 0,71-1,50) y la diferencia en H desde los 3 mm a los 2 mm, ligeramente por debajo de la unidad (IC al 95%: 0,55-1,34). Como es lógico, no existe diferencia significativa entre los grosores de 2 y 3 mm, con $p > 0,05$.

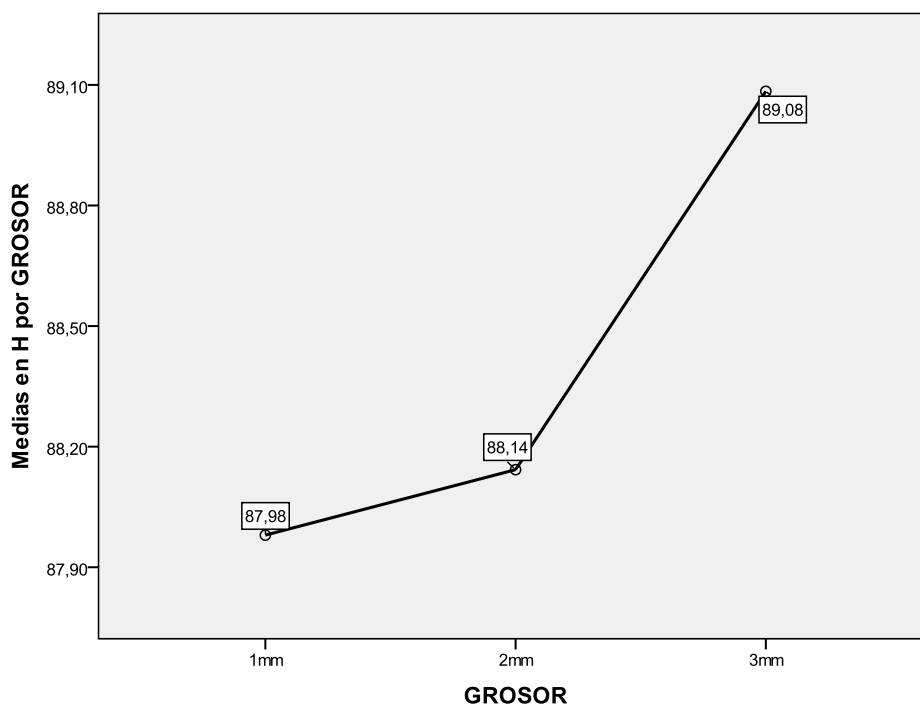


Gráfico 14: Diferencia del valor de las medias de la variable H en función del GROSOR.

Tabla 25: Comparaciones por pares.

Diferencias entre medias, su significación y sus IC (95%) del efecto del GROSOR sobre la variable H.

	1 mm	2 mm	3 mm
1 mm	-	-0,16 p=0,405 NS	-1,10 p=0,000 **
2 mm	NS	-	-0,94 p=0,000 **
3 mm	IC: 0,71 – 1,50	IC: 0,55 – 1,34	-

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

El análisis de los efectos principales se encuentra resumido en la Tabla 26. Como se deriva de lo anterior y se aprecia en dicha tabla, podemos afirmar que todos los factores analizados producen diferencias altamente significativas sobre el *tinte*, H ($p < 0,01$ y potencia 0,980), siendo el color el factor que más explica (99,9%) los cambios observados en esta variable.

Tabla 26: Resumen de la significación de los efectos de los factores sobre la variable H.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Tiempo (MR)	3	1,65	7,36	0,000 **	0,980	0,235
Color (Intersujeto)	3	1513,58	1711,59	0,000 **	0,999	0,995
Grosor (Intersujeto)	2	17,95	19,28	0,000 **	0,983	0,581

NS = no significativo (p>0,05) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

IV.1.3. Análisis de la diferencia del color

Para esta parte del estudio se ha comenzado por calcular los valores de los incrementos en el tiempo de las variables L*, a* y b*. Se ha partido de las diferencias: T15-T0; T30-T0; T90-T0; T30-T15 y T90-T30.

El valor de “E” para cada uno de los incrementos temporales anteriores, se ha calculado mediante la conocida expresión:

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

A partir de los valores de ΔE , se han definido dos factores de tipo intrasujeto (medidas repetidas), en concreto:

- Denominado **E0**, que contiene los valores correspondientes a los incrementos desde cada una de las medidas tomadas en los tiempos T15, T30 y T90 hasta la medida en T0, es decir: T15-T0, T30-T0 y T90-T0. Con él se trata de analizar la evolución de los incrementos comparados con el valor de origen.
- Denominado **E_S**, que contiene los valores correspondientes a los incrementos consecutivos, es decir: T15-T0, T30-T15 y T90-T30. Con él lo que se pretende es determinar en qué momento la variación de los valores es mayor.

En consecuencia, se ha procedido a aplicar la técnica de ANOVA de Medidas Repetidas, con cada uno de los factores citados por separado.

Posteriormente, en cada caso se procedió a incorporar el grosor como factor intergrupo, con la intención de descartar que las posibles variaciones de los valores de E estuviesen relacionadas con la interacción de este factor con el de la evolución temporal.

Y todo ello, se ha realizado por separado para cada uno de los colores: O1, O3, O5 y TN.

Los resultados se exponen a continuación, color a color.

1) Color O1

Como se puede comprobar en la Tabla 27 de la significación de los efectos, podemos admitir que existen diferencias significativas con $p < 0,05$ entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales analizados hasta T0 (Anova MR: $F=6,02$; 2 y 10 gl; $p=0,019$). La potencia del contraste alcanzó el 76% con un 54,6% de variabilidad explicada. Así mismo, la incorporación del grosor como factor intragrupo no genera, en su interacción con los intervalos temporales, un efecto que añada cambios significativos con $p > 0,05$ ($F=0,77$; 4 y 10 gl; $p=0,571$).

Tabla 27: Significación de los efectos sobre ΔE , para el color O1.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos temporales E0	2	2,84	6,02	0,019 *	0,760	0,546
E0 / Grosor	4	0,36	0,77	0,571 ^{NS}	-	0,235

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

En los contrastes múltiples de los ΔE por pares de intervalos temporales, se ha podido verificar (ver gráfico 15 y Tabla 28) que la mayor diferencia entre dos ΔE se produce al comparar la diferencia T90-T0 (2,86) con la diferencia en el intervalo T15-T0 (1,64) que ha sido significativa con $p < 0,05$. Sin embargo las diferencias con mayor poder de significación se producen al comparar el intervalo T90-T0 (2,86) con el T30-T0 (2,03) que resulta ser altamente significativa con $p < 0,01$.

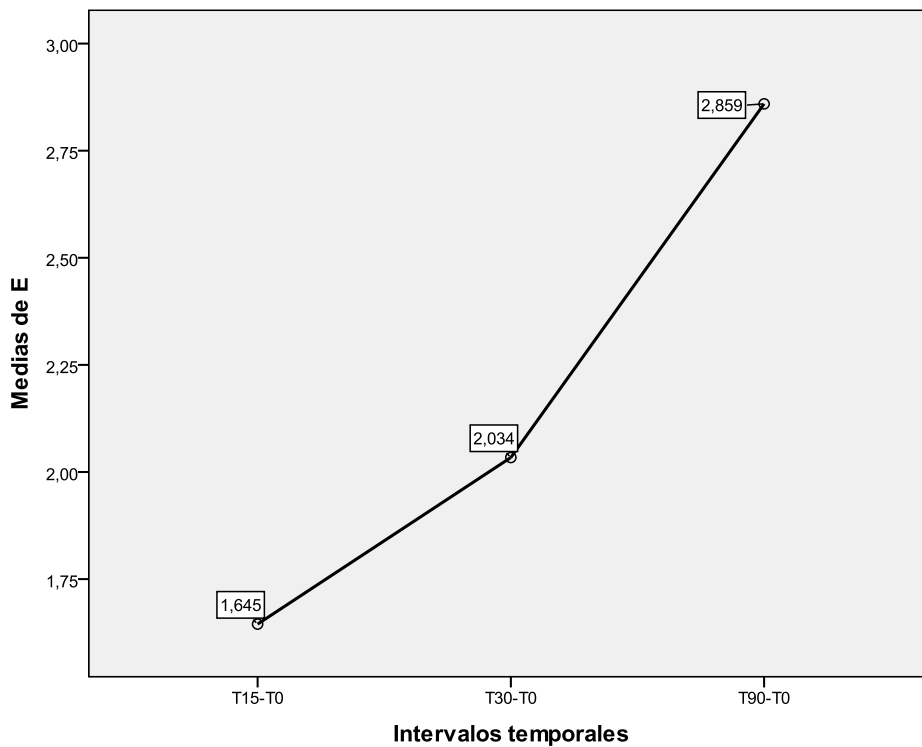


Gráfico 15: Medias de ΔE en los intervalos hasta la medida origen. Color O1.

Tabla 28: Comparaciones por pares.

Significación e IC (95%) para las diferencias de ΔE en el color O1.

	Diferencia	P	I.C. 95%
$\Delta E(30-0) - \Delta E(15-0)$	0,39	0,218 ^{NS}	-
$\Delta E(90-0) - \Delta E(30-0)$	0,83	0,008 ^{**}	0,29 – 1,36
$\Delta E(90-0) - \Delta E(15-0)$	1,21	0,029 [*]	0,16 – 2,27

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente

Significativo a 1%

Posteriormente se analizó la diferencia entre los ΔE de los intervalos sucesivos de tiempo. Como se puede ver en la Tabla 29 y en el gráfico 16, debemos concluir que no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales consecutivos ($F=2,65$; 2 y 10 gl; $p=0,119$). La interacción del grosor

con los intervalos temporales consecutivos tampoco tiene un efecto significativo con $p > 0,05$ ($F=1,13$; 4 y 10 gl; $p=0,395$).

Tabla 29: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O1.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos sucesivos E_S	2	1,35	2,65	0,119 ^{NS}	-	0,347
E_S / Grosor	4	0,58	1,13	0,395 ^{NS}	-	0,312

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

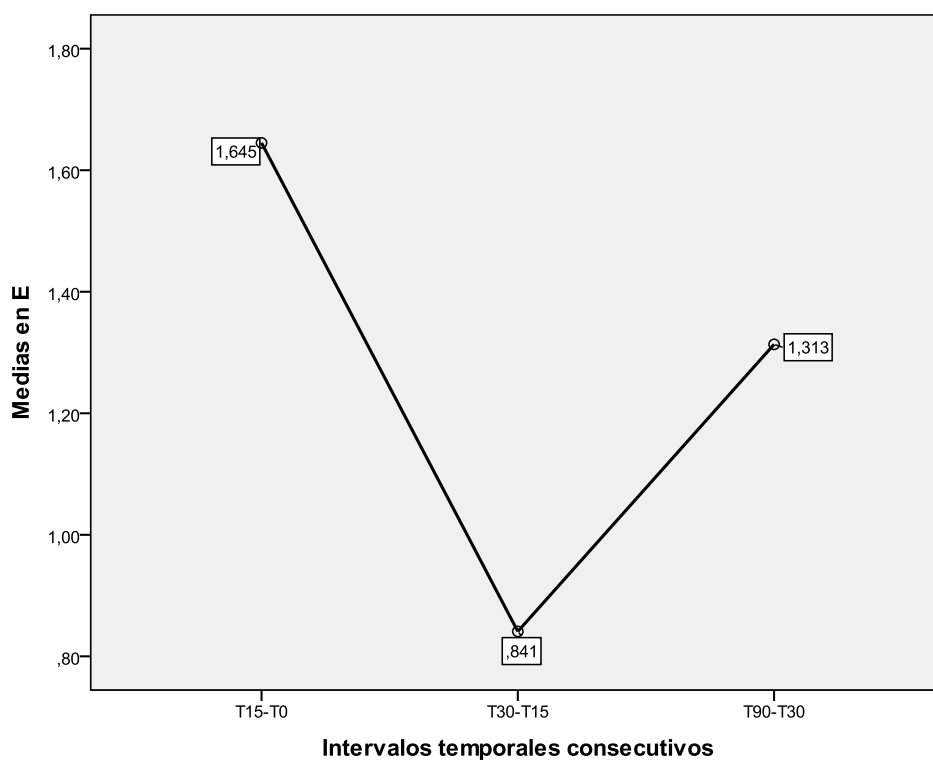


Gráfico 16: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O1.

Como conclusión global de lo anterior se deduce que el valor del ΔE , aunque no aumenta significativamente en cada intervalo de tiempo, comparado de forma consecutiva, sí que aumenta significativamente al llegar al momento final, comparado con las mediciones de origen.

2) Color O3

Como se puede comparar en la Tabla 30 de la significación de los efectos, se puede decir que no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores de ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales analizados hasta T0 (Anova MR: F= 1,24; 2 y 10 gl; $p = 0,32$). De igual modo, la incorporación del grosor como factor intragrupo no genera, en su interacción con los intervalos temporales, un efecto que añada cambios significativos con $p > 0,05$ (F=0,43; 4 y 10 gl; $p = 0,78$).

Tabla 30: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O3.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos temporales E0	2	0,39	1,24	0,325 ^{NS}	-	0,219
E0 / Grosor	4	0,14	0,43	0,785 ^{NS}	-	0,118

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

La media del ΔE para el intervalo T90-T0 es de 1,781. La del intervalo T30-T0 se cifra en 1,471 y la del primer intervalo (T15-T0) es de 1,384 (ver gráfico 17).

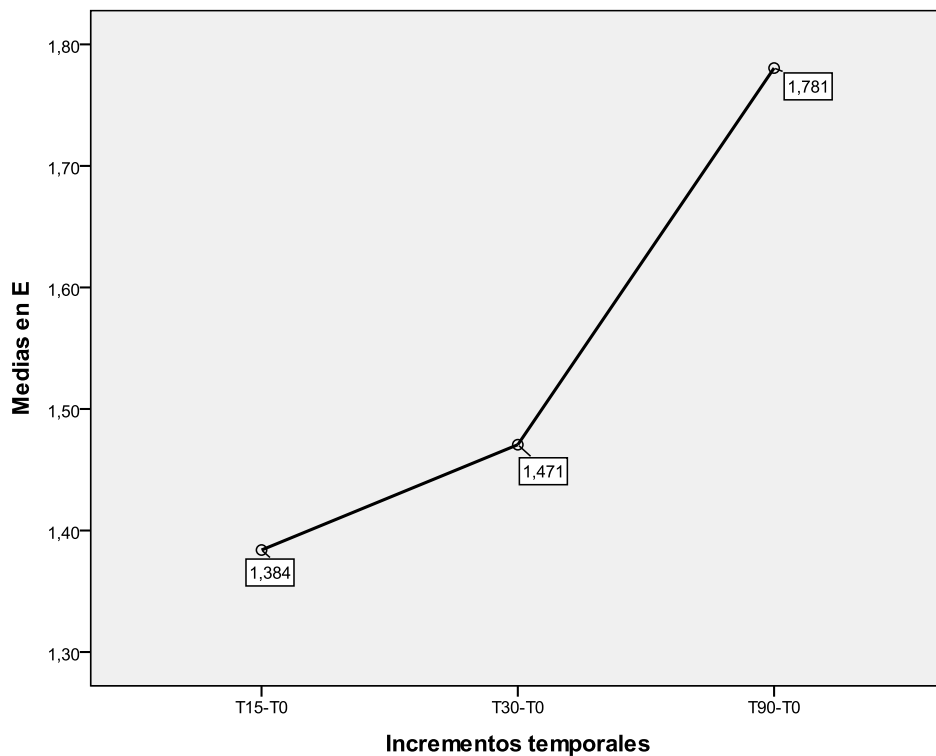


Gráfico 17: Medias de ΔE en los intervalos hasta la medida origen. Color O3.

Posteriormente se analizó la diferencia entre los ΔE de los intervalos sucesivos de tiempo. Como se puede ver en la Tabla 31 y en el gráfico 18, al igual que ocurría con el color O1, debemos concluir que no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales consecutivos ($F = 0,83$; 2 y 10 gl; $p = 0,458$). La interacción del grosor con los intervalos temporales consecutivos tampoco tiene un efecto significativo con $p > 0,05$ ($F = 1,75$; 4 y 10 gl; $p = 0,204$).

Tabla 31: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O3.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos sucesivos E_S	2	0,26	0,83	0,458 ^{NS}	-	0,122
E_S / Grosor	4	0,55	1,75	0,204 ^{NS}	-	0,368

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

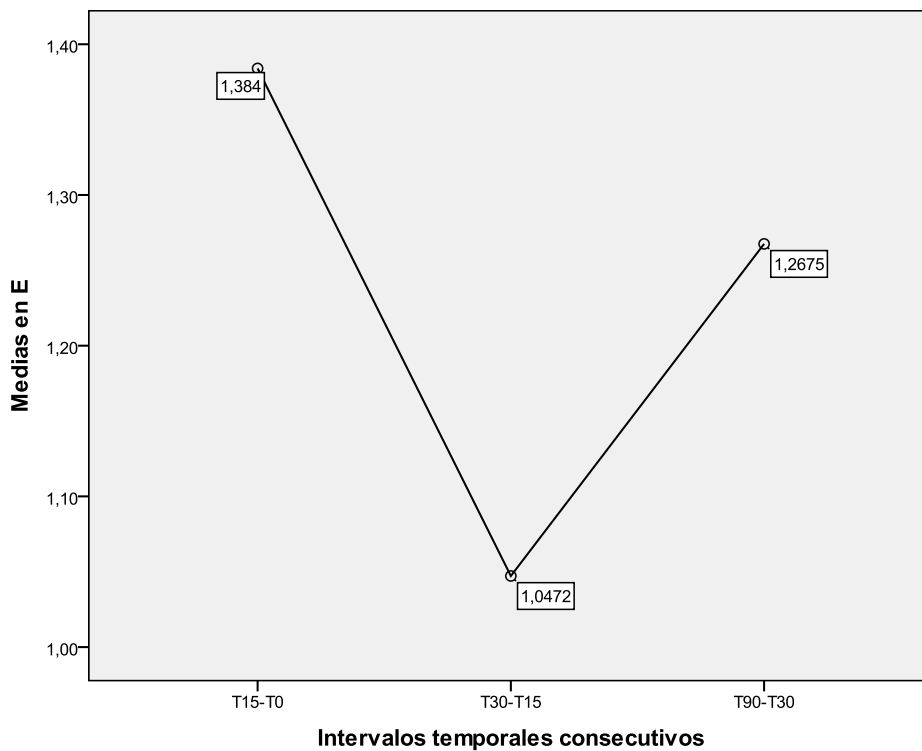


Gráfico 18: Medias de ΔE en los intervalos consecutivos. Color O3.

Como conclusión podría decirse que el valor del ΔE no tiene un aumento significativo ni en cada intervalo de tiempo, comparado de forma consecutiva, ni al llegar al momento final, comparado con las mediciones de origen.

3) Color O5

Como se puede comparar en la Tabla 32 de la significación de los efectos, se puede decir que no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores de ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales analizados hasta T0 (Anova MR: $F = 1,72$; 2 y 10 gl; $p = 0,221$).

Así mismo, la incorporación del grosor como factor intragrupo no genera, en su interacción con los intervalos temporales, un efecto que añada cambios significativos con $p > 0,05$ ($F = 0,66$; 4 y 10 gl; $p = 0,629$).

Tabla 32: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O5.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos temporales E0	2	0,27	1,72	0,221 ^{NS}	-	0,223
E0 / Grosor	4	0,10	0,66	0,629 ^{NS}	-	0,181

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Las medias de los ΔE para los intervalos T15-T0 y T30-T0 son muy similares (1,4214 y 1,4225, respectivamente). En cambio, la media del ΔE para el intervalo T90-T0 es de 1,1204. Ver gráfico 19.

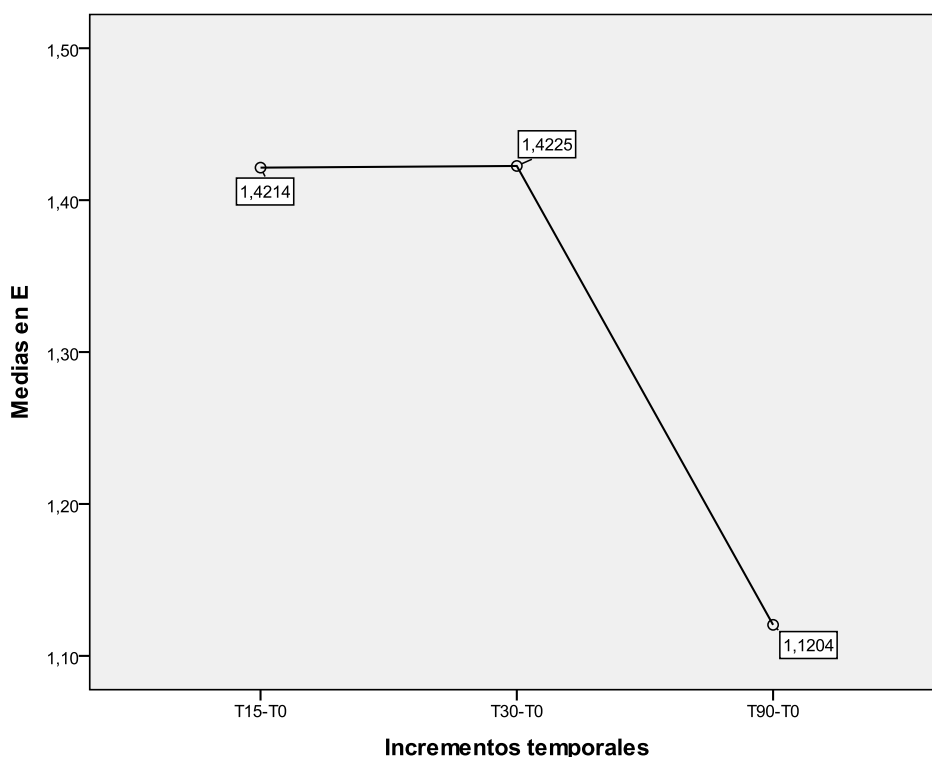


Gráfico 19: Medias de ΔE en los intervalos hasta la medida origen. Color O5.

Posteriormente se analizó la diferencia entre los ΔE de los intervalos sucesivos de tiempo. Como puede verse en la Tabla 33 y en el gráfico 20, debemos concluir que sí existen diferencias significativas con $p < 0,01$ entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales consecutivos ($F = 6,59$; 2 y 10 gl; $p = 0,012$). La interacción del grosor

con los intervalos temporales consecutivos no tiene un efecto significativo con $p > 0,05$ ($F = 0,25$; 4 y 10 gl; $p = 0,906$).

Tabla 33: Significación de los efectos sobre ΔE para el color O5.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos sucesivos E_S	2	1,10	6,59	0,012 **	0,822	0,524
E_S / Grosor	4	0,04	0,25	0,906 NS	-	0,076

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

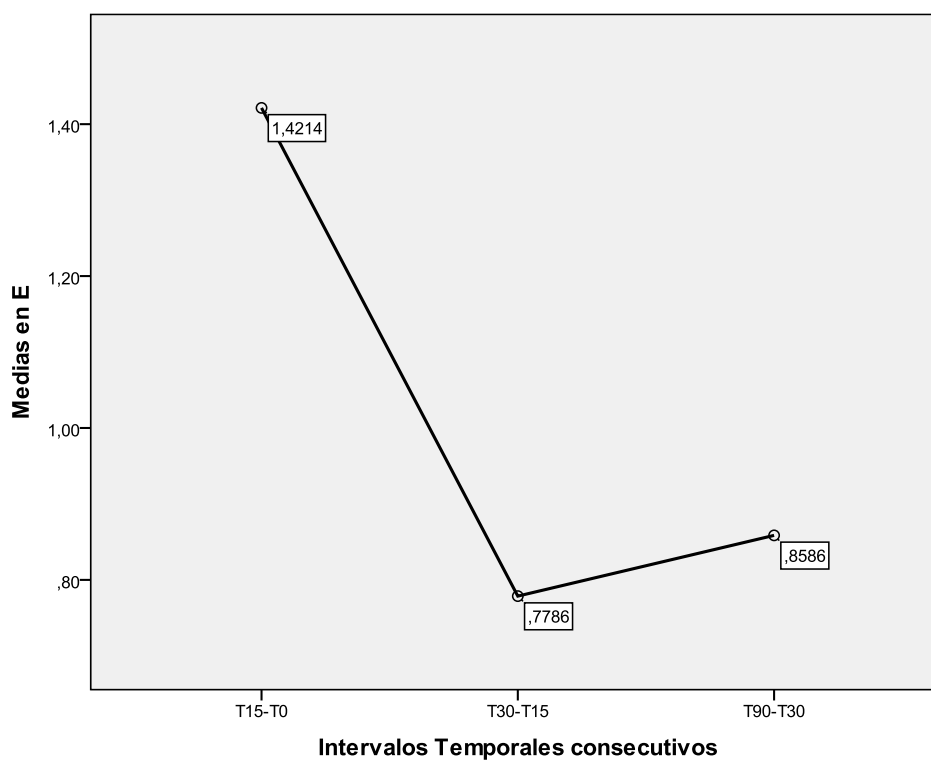


Gráfico 20: Medias de ΔE en los intervalos consecutivos. Color O5.

Tabla 34: Comparaciones por pares.

Significación e IC (95%) para las diferencias de ΔE en el color O5.

	Diferencia	P	I.C. 95%
$\Delta E(30-15) - \Delta E(15-0)$	-0,64	0,003 **	0,29 – 1,00
$\Delta E(90-30) - \Delta E(30-15)$	0,08	0,662 ^{NS}	-
$\Delta E(90-30) - \Delta E(15-0)$	-0,56	0,026 *	0,09 – 1,04

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% **

Altamente Significativo a 1%

En los contrastes múltiples de los ΔE por pares de intervalos temporales, se ha podido verificar (ver gráfico 20 y Tabla 34) que la mayor diferencia entre dos incrementos se produce al comparar la diferencia T90-T30 (0,8586) con la diferencia del intervalo T15-T0 (1,4214) que ha sido significativa con $p < 0,05$. Sin embargo, las diferencias con mayor poder de significación se producen al comparar el intervalo T30-T15 (0,7786) con el intervalo T15-T0 (1,4214) que resulta ser altamente significativa con $p < 0,01$. En cambio, las diferencias entre los intervalos T90-T30 y T30-T15 resultan ser no significativas.

4) Color TN

Como figura en la Tabla 35 de significación de los efectos, no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores de ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales analizados hasta T0 (Anova MR: $F=1,28$; 2 y 10 gl; $p=0,312$).

Tampoco se aprecian cambios significativos en los efectos, con $p > 0,05$, cuando se añade el grosor como factor intragrupo ($F=1,95$; 4 y 10 gl; $p=0,167$).

Tabla 35: Significación de los efectos sobre ΔE para el color TN.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos temporales E0	2	0,24	1,28	0,312 ^{NS}	-	0,176
E0 / Grosor	4	0,36	1,95	0,167 ^{NS}	-	0,394

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

Según el gráfico 21, la media del ΔE para el intervalo T15-T0 es de 1,9667. La del intervalo T30-T0 es de 1,7113 y la media del ΔE para el intervalo T90-T0 es de 2,013.

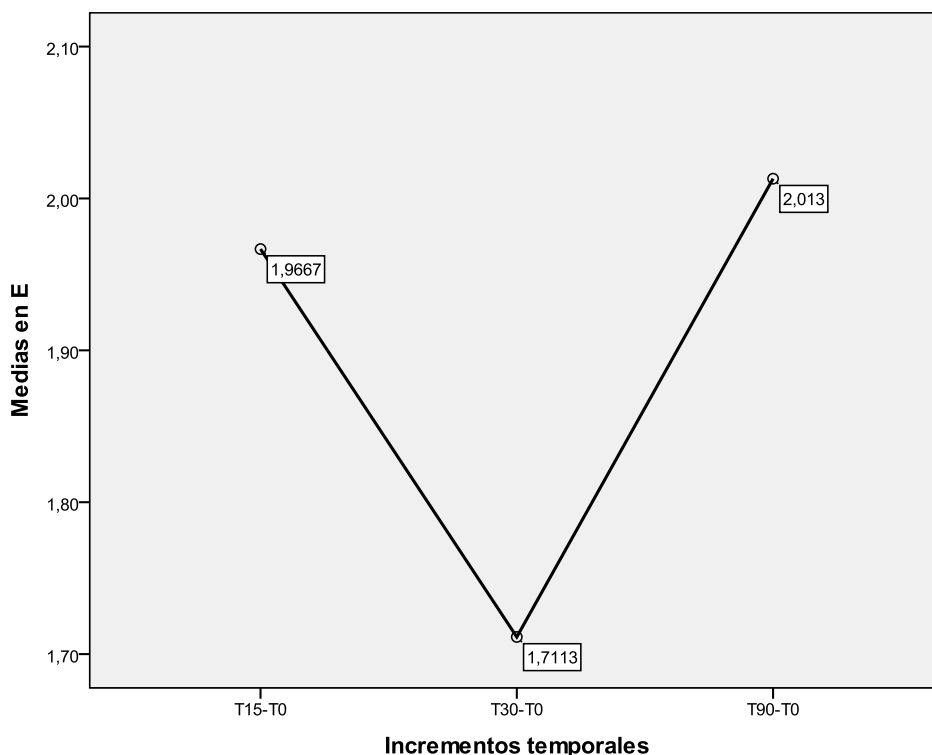


Gráfico 21: Medias de ΔE en los intervalos hasta la medida origen. Color TN.

A continuación se analizó la diferencia entre los ΔE de los intervalos sucesivos de tiempo. Tal y como puede verse en la Tabla 36 y en el gráfico 22, se puede decir que no existen diferencias significativas con $p > 0,05$ entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales consecutivos ($F=1,28$; 2 y 10 gl; $p=0,312$). Así como tampoco hay un

efecto significativo, con $p > 0,05$, al observar la interacción del grosor con los intervalos temporales ($F = 1,95$; 4 y 10 gl; $p = 0,167$).

Tabla 36: Significación de los efectos sobre ΔE para el color TN.

FACTOR	gl	MC	F	p	Potencia	Eta ² parcial
Intervalos sucesivos E_S	2	0,24	1,28	0,312 ^{NS}	-	0,176
E_S / Grosor	4	0,36	1,95	0,167 ^{NS}	-	0,394

NS = no significativo ($p > 0,05$) * Significativo al 5% ** Altamente Significativo a 1%

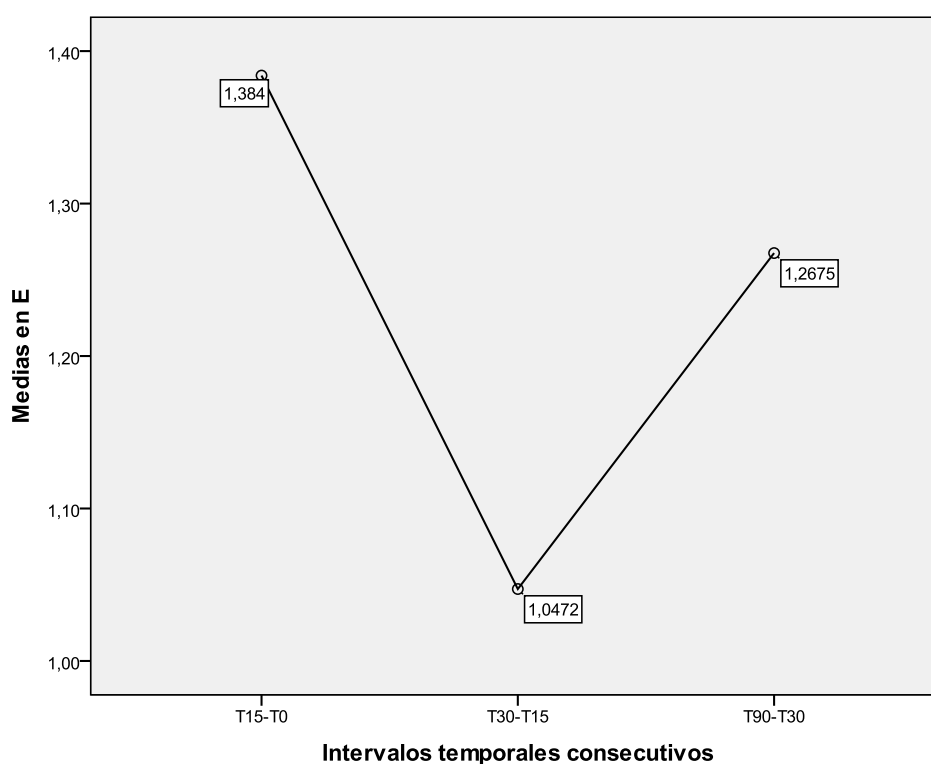


Gráfico 22: Medias de ΔE en los intervalos consecutivos. Color TN.

Para concluir se podría decir que el valor del ΔE no tiene un aumento significativo ni en cada intervalo de tiempo, comparado de forma consecutiva, ni al llegar al momento final, comparado con las mediciones iniciales.

Tabla 37: Resumen de los estudios comparativos por pares.

		Estudios comparativos por PARES	Diferencias estadísticamente significativas	Eta ² parcial
L	tiempo	T0, T15, T30, T90	SI , entre T0 y los otros tres tiempos, con p<0,01	0,53
	color	O1>O3>TN>O5	SI , todas son altamente significativas, con p<0,01	0,995
	grosor	1mm, 2mm, 3mm	SI , todas son altamente significativas, con p<0,01 , sobre todo si se compara el grosor 1 mm con el de 3mm.	0,952
C	tiempo	T0, T15, T30, T90	SOLO significativas las diferencias entre T15 y T90, con p<0,01	0,341
	color	O5>O3>O1>TN	SI , todas son altamente significativas, con p<0,01	0,998
	grosor	1 mm, 2 mm, 3 mm	SI , son significativas las diferencias entre 1 mm y 3 mm y entre 2 mm y 3 mm, con p<0,01	0,555
h	tiempo	T0, T15, T30, T90	SI , son significativas, con p<0,01 , las diferencias entre T30 y T90 con el inicial en T0. SI , con p<0,05 la diferencia entre T15 y T0.	0,235
	color	TN>O1>O3>O5	SI , todas las diferencias entre los colores son altamente significativas, con p<0,01 . La mayor diferencia, entre TN y O5.	0,995
	grosor	1 mm, 2 mm, 3 mm	SI , son significativas con p<0,01 las diferencias entre los 3 mm y los otros dos grosores empleados.	0,581

	ΔE	Diferencias estadísticamente significativas	Eta ² parcial
O1	Intervalos temporales E0	SI existen, con p<0,05 entre los valores del ΔE obtenidos en los diferentes intervalos temporales analizados hasta T0.	0,546
	E0/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,235
	Intervalos sucesivos E_S	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,347
	E_S/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,312
O3	Intervalos temporales E0	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,219
	E0/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,118
	Intervalos sucesivos E_S	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,112
	E_S/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,368
O5	Intervalos temporales E0	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,223
	E0/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,181
	Intervalos sucesivos E_S	SI existen diferencias significativas, con p<0,01	0,524
	E_S/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,076
TN	Intervalos temporales E0	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,176
	E0/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,394
	Intervalos sucesivos E_S	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,176
	E_S/Grosor	NO existen diferencias significativas, con p>0,05	0,394

Tabla 38: Resumen de las diferencias de color (ΔE).

V. DISCUSIÓN

Existen muy diversos estudios realizados y publicados en cuanto a los cambios

cromáticos observados, tanto en dientes naturales como en materiales de restauración estéticos. Entre los que utilizan los materiales de restauración, lo más frecuente es encontrar trabajos como el de Vichi A., publicado en el año 2004 y donde se seleccionaron tres tipos diferentes de composites para medir los cambios cromáticos de cada uno de ellos ⁽⁴⁸⁾. Otros como Lefever D. dan un paso más, seleccionando cuatro tipos de composites estéticos de una misma casa comercial, realizando restauraciones sobre incisivos centrales superiores extraídos y estudiando las percepciones estéticas globales del conjunto. ⁽¹³⁾

Para el desarrollo del presente proyecto de investigación se optó por seleccionar cuatro tonalidades de composite Amaris® (VOCO) empleando, para su clasificación, la nomenclatura que indica la casa comercial de “O” para los composites “opaquer” y “T” para los “translúcidos”, los más semejantes al esmalte.

En la elaboración de las “pastillas” de composite Amaris® se cuidó especialmente que todas ellas tuviesen un espesor uniforme y que la superficie de las mismas tuviese unas características similares para poder estudiar si verdaderamente el grosor es un impedimento a la hora de realizar una toma de color con un instrumento de medida. Para lo primero, se fabricaron portamuestras de acero inoxidable de 1, 2 y 3 mm de espesor que permitieron preparar “pastillas” de material homogéneo. Los portamuestras intermedios, como el de 0,5 mm, serán diseñados para llevar a cabo una técnica de estratificación con composites en futuros estudios.

Es importante también conocer que en el presente trabajo no se utilizó ninguna técnica de pulido de los composites. Dato fundamental a considerar si se tiene en cuenta que estudios previos, como el realizado por Nakazawa M. en el año 2009 ⁽⁴⁷⁾, han demostrado que éstas pueden modificar la superficie de las muestras y, por tanto, su color. Por este motivo y, para conseguir la mayor uniformidad posible en el acabado superficial de todas ellas sin interferir en la medida del color, se colocó, al igual que propuso Saleh A. en su Tesis Doctoral ⁽¹⁾, una matriz de acetato sobre cada una de las superficies de la “pastilla” elaborada, previamente a la polimerización del material.

Donde se observa una gran falta de uniformidad en la bibliografía es acerca del método adecuado de almacenamiento de las muestras. Rütermann S. and cols., en su estudio del año 2008 sobre tres tipos diferentes de composites, emplearon agua a una temperatura próxima a 37°C y mantuvieron las muestras en oscuridad durante un período de 180 días⁽³³⁾. Saleh A. empleó también una temperatura de 37°C pero en cambio mantuvo las muestras sumergidas en saliva artificial a la hora de realizar su Tesis Doctoral⁽¹⁾. Otros autores, como Vichi A, Ferrari M y Davidson CL, almacenaron sus muestras de resinas compuestas durante 30 días, en agua a 60°C⁽⁴⁸⁾. En el presente trabajo se ha empleado la saliva artificial, como medio de almacenamiento, y un horno de cultivo para mantener las muestras en oscuridad y a una temperatura constante de 37°C. Ésta es una de las formas más empleadas en trabajos recientes en este campo para poder reproducir así de una forma más cercana las condiciones habituales de la cavidad oral.

Si algo tienen en común la gran mayoría de los autores consultados, es en el método empleado en la medición del color, siendo sin duda el más popular el espectrofotómetro, dada su alta fiabilidad, objetividad y reproductibilidad en el tiempo y por distintos operadores.^(1, 13, 47)

Torné-Duran S., Escuin-Henar T. y Monreal-Nieto J., realizaron un trabajo en la Universidad de Barcelona⁽⁶³⁾ para comparar cambios cromáticos, esta vez, en la superficie cerámica. Aunque se trate de diferente tipo de material de restauración estético, también emplearon un espectrofotómetro para analizar las diferencias cromáticas. Previamente fue necesaria la evaluación de la fiabilidad de la máquina. Dicha fiabilidad se realiza midiendo una misma muestra varias veces (varianza intra medida) y viendo si varían los resultados al leer una misma muestra en momentos diferentes. En el trabajo de Torné-Duran S., cada una de las muestras estudiadas fue medida en dos ocasiones consecutivas. En el presente proyecto de investigación, cada muestra fue medida en tres ocasiones consecutivas y además, con dos espectrofotómetros distintos (Vita Easyshade® y Vita Easyshade® Compacq). Para comprobar el grado de fiabilidad de ambos instrumentos de medida, para cada una de las variables, se emplearon coeficientes de correlación intraclase y el coeficiente “alfa” de Cronbach. Los resultados indican que la estabilidad temporal de las tres medidas tomadas en cada caso es muy elevada (>0,950 siempre) y estadísticamente significativa con $p < 0,01$. Por tanto queda demostrada la equivalencia entre valores que justifica que para cada

pastilla sea posible utilizar un único valor que será la media aritmética de las tres medidas tomadas. Posteriormente se demostró la equivalencia entre los dos instrumentos de medida, por lo que también pudo realizarse la media aritmética de los dos registros.

Otro dato a tener en cuenta a la hora de realizar estudios sobre el color es la necesidad de emplear un espacio o cabina que disponga de unas determinadas características para que todas las tomas de color puedan realizarse bajo las mismas condiciones ambientales.

Saleh A. en su Tesis Doctoral utilizó una cabina de iluminación que dispone de cuatro fuentes luminosas, siendo una de ellas una lámpara fluorescente de espectro visible cercano al de la luz de día ⁽¹⁾. Vichi A. hizo uso de un fondo gris (color considerado como neutro en el sistema CIE L*a*b*), que colocaba inmediatamente detrás de las muestras que se disponía a medir ⁽⁴⁸⁾. Para el presente proyecto se diseñó una cámara neutra en PVC de dimensiones 50x50x50 cm, de paredes grises y opacas, para poder realizar todas las mediciones colorimétricas bajo una misma situación ambiente reproducible.

Tanto para realizar la polimerización de las “pastillas” de composite como para realizar todas y cada una de las mediciones empleando el espectrofotómetro, las muestras se situaron en el interior de la cámara neutra, sobre su correspondiente portamuestras.

De todos los estudios consultados, no hay ninguno que cumpla todas y cada una de las características detalladas en este proyecto como para que los resultados de todos ellos puedan ser ampliamente comparados:

Rütermann S. y Nakazawa M. hacen mucho hincapié en sus respectivos estudios en utilizar diferentes sistemas y tiempos de polimerización para cada conjunto de pastillas diseñadas. Pastillas de material opaco (dentina) y siempre de un espesor constante: 1 ó 2 mm, respectivamente. Los dos autores coinciden en almacenar sus muestras obtenidas a una temperatura constante de 37°C y en un ambiente oscuro. Rütermann S. opta, únicamente, por el agua como medio de almacenamiento y Nakazawa M. divide las muestras introduciéndolas unas en agua y otras en té. Probablemente fue éste último medio el que hizo que el ΔE^*_{ab} de un tipo de resinas compuestas fuese mucho mayor que el de sus homólogas sumergidas en agua. ^(33, 47)

También es importante tener en cuenta el medio en el cual se realizan las mediciones colorimétricas. Vichi A., en lugar de usar una cámara neutra, como la diseñada para

nuestro proyecto, o una cabina de iluminación, como la descrita por Saleh A. ⁽¹⁾; opta por colocar únicamente una cartulina gris en la parte posterior de cada muestra antes de realizar la toma de color con el espectrofotómetro, sin aparentemente hacer ninguna mención a la luz ambiental. Por lo que cabe la posibilidad de que los altos resultados de ΔE que obtiene en uno de los tipos de composite sea por esa razón. ⁽⁴⁸⁾

En el presente proyecto “in vitro” se analizó si existían diferencias significativas debidas al paso del tiempo, al color y/o al espesor de capa sobre las diferentes variables ($L^*C^*h^*$), observándose que es el factor color el que más diferencias produce sobre las diferentes variables; seguido del grosor y por último, el tiempo. Aun así, serían necesarios más estudios a largo plazo.

En nuestro trabajo se han realizado mediciones cromáticas inmediatamente después de la polimerización del composite, a los 15 días, al mes y a los tres meses. Durante ese primer período de mediciones, comprendido entre los cero y los 15 días, la variación del **valor** (L^*) es la de mayor importancia. El mayor **valor** ($>L^*$), como era de esperar, lo encontramos en el grupo de pastillas denominadas O1, seguida de los colores O3, TN y por último, es el color O5, el más opaco, el que presenta menor **valor** ($<L^*$). Como bien considera Saleh A. en su Tesis Doctoral, los mayores cambios cromáticos suelen producirse en las primeras 24h porque durante este tiempo se completa la polimerización del material en oscuridad. Es la llamada fase oscura, que comienza tras la fotoactivación. Esta reacción, por tanto, no depende de la presencia de la luz y continúa, por lo menos, durante 24h, incluso en total oscuridad. ⁽¹⁾

Como ya se comentó anteriormente, en este proyecto se procedieron a analizar si existían o no diferencias significativas debidas al paso del tiempo, al color y al grosor, para cada una de las variables $L^*C^*h^*$:

Para la variable L^* se concluyó que es el color el que más diferencias produce sobre el **valor**, con una confianza del 99,5%; seguida del grosor (95,2%) y por último, es el efecto del tiempo el que explica, con una confianza del 53% la variabilidad de los cambios de L^* debidos a él.

En el estudio de la variable C* también encontramos que el color es el que más diferencias produce sobre dicha variable (con un nivel de confianza del 99,8%), seguido del grosor (55,5%) y por último, del efecto del tiempo (34,1%).

Al igual que ocurre con las dos variables anteriores, para la variable h* se concluyó que el color es el que más diferencias produce sobre esa variable, con un nivel de confianza del 99,9%, seguidos, en menor porcentaje, del grosor (58,1%) y del efecto del tiempo (23,5%).

Como se explicaba anteriormente, los resultados obtenidos en nuestro proyecto provienen del estudio de las variables L*C*h*. Otros autores, como Rütermann S., Nakazawa M. o Lefever D., en sus estudios sobre cambios colorimétricos, emplearon el sistema L*a*b*^(13, 33, 47). Teniendo éste una equivalencia con el sistema L*C*h*: La variable C* es equivalente a la b*; y la variable h* es inversa de la a*.

Por último se analizó la diferencia de color (ΔE^*_{ab}), para cada intervalo de tiempo: T15-T0; T30-T0; T90-T0; T30-T15 y T90-T30. Hay tres intervalos de diferencia de color CIEL*a*b* para composites dentales. Según se detalla en la Tesis Doctoral de Saleh A. y en los demás trabajos consultados, valores de $\Delta E^*_{ab} < 1$ son considerados como diferencias no perceptibles por el ojo humano. Valores $1 < \Delta E^*_{ab} < 3,3$ son perceptibles por operadores pero se consideran clínicamente aceptables. Los valores de $\Delta E^*_{ab} > 3,3$ son considerados perceptibles por personas sin conocimiento técnico, por lo que se consideran clínicamente inaceptables⁽¹⁾. De los tres tipos de composites estudiados por Rütermann S. and cols.⁽³³⁾, uno de ellos, el Tetric EvoCeram de color de dentina equivalente al A3,5 fue el único que obtuvo resultados de ΔE por encima del valor 3,3. Dato que puede deberse a las características del material o bien al tipo y tiempo de fotopolimerización llevado a cabo.

También se aprecia un valor de ΔE por encima de lo permitido en un conjunto de muestras estudiadas por Vichi A, Ferrari M y Davidson CL. En esta ocasión pudo influir el ambiente en el cual se tomaron los registros del espectrofotómetro, pues se tuvo en cuenta el color de fondo pero no se hace mención a las características de la luz ambiental.⁽⁴⁸⁾

Para los cuatro colores estudiados en nuestro proyecto (O1, O3, O5, TN), se puede concluir que la diferencia de color (ΔE) no tiene un aumento significativo ni en cada intervalo de tiempo comparado de forma consecutiva, ni al llegar al momento final, comparado con las mediciones iniciales. Es decir, los valores de ΔE^*_{ab} se sitúan muy por debajo del valor 3,3;

debido, probablemente, a características y propiedades de las resinas compuestas y a sus condiciones de almacenamiento. No obstante, mayores tiempos de estudio y características de almacenamiento que difieran de las utilizadas en el presente trabajo serán realizadas en futuras investigaciones.

VI. CONCLUSIONES

Según los objetivos planteados, con la muestra seleccionada, el método aplicado y las limitaciones del estudio, podemos concluir:

VI. 1.- Ninguno de los factores analizados produce diferencias significativas sobre la variable **VALOR, L** ($p < 0,05$).

VI. 2.- Ninguno de los factores analizados produce diferencias significativas sobre la variable **INTENSIDAD, C** ($p < 0,05$).

VI. 3.- Ninguno de los factores analizados produce diferencias significativas sobre la variable **TINTE, h** ($p < 0,05$).

VI. 4.- Los valores de los diferentes ΔE no tienen un aumento significativo ni en cada intervalo de tiempo, comparado de forma consecutiva, ni al llegar al momento final, comparado con las mediciones iniciales. Por consiguiente, se puede decir que los composites dentales seleccionados poseen estabilidad cromática temporal.

VII. BIBLIOGRAFÍA

- 1.- 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. Facultad de Ciencias. Departamento de Óptica. Noviembre 2006.
- 2.- Akarslan ZZ, Sadik B, Erten H, Karabulut E. Dental esthetic satisfaction, received and desired dental treatments for improvement of esthetics. *Indian J Dent Res*, 2009; 20 (2): 195-200.
- 3.- García Gargallo M, Martínez Vázquez de Parga JA, Celemín Viñuela A. Propiedades estéticas de las resinas compuestas. *Rev Int Prot Estomatol*, 2011; 13 (1): 11-22.
- 4.- Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontol venez*, 2008; 46 (3): 381-92.
- 5.- Keith H.S. Chan, Yanjie Mai, Harry Kim, Keith C.T. Tong, Desmond Ng and Jimmy C. M. Hsiao. Review: Resin Composite Fillings. *Materials*, 2010; 3: 1228-43.
- 6.- Hervás García A, Martínez Lozano MA, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006; 11: E215-20.
- 7.- Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankerberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent*, 2008; 21: 135-42.
- 8.- Bowen R. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. *J Am Dent Assoc*, 1963; 66: 57-64.

- 9.- Mount GJ, Hume WR. Conservación y restauración de la estructura dental. Mosby International Ltd, 1999; cap 9: 93-106.
- 10.- LeSage BP. Aesthetic Anterior Composite Restorations: A Guide to Direct Placement. Dent Clin N Am, 2007; 51: 359-78.
- 11.- Rueggeberg F, Caughman W, Curtis J, Davis H. Factors affecting cure at depths within light activated resin composites. Am J Dent, 1993; 6: 91-5.
- 12.- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent, 1994; 19 (1): 26-32.
- 13.- Lefever D, Mayoral JR, Mercade M, Basilio J, Roig M. Optical integration and fluorescence: A comparison among restorative materials with spectrophotometric analysis. Quintessence Int, 2010; 41 (10): 837-44.
- 14.- Song SH, Yu B, Ahn JS, Lee YK. Opalescence and fluorescence properties of indirect and direct resin materials. Acta Odontol Scand, 2008; 66: 236-42.
- 15.- Mohamad D, Young RJ, Mann AB, Watts DC. Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and micro-Raman spectroscopy. Archives Orofacial Sciences, 2007; 2: 26-31.
- 16.- Baggio Aguiar FH, Rodrigues Lazzari C, Nunes Leite Lima DA, Bovi Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. Braz oral res, 2005; 19 (4): 302-6.
- 17.- Shin DH, Ralph Rawlsb H. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. Dent Mater, 2009; 25 (8): 1030-8.

- 18.- Parámetros de interés de las lámparas de polimerizar (II): Intensidad de la luz. Internet: <http://www.geodental.net/article-5909.html> Acceso: 28-05-2011.
- 19.- Abalos Labruzzo C, Martín-Hernández J, Llamas-Cadaval R, Jiménez-Planas A. Factores que influyen en la intensidad producida por las lámparas de polimerización. RCOE, 1999; 4: 25-38.
- 20.- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microfilled composite. Oper Dent, 2001; 26: 176-80.
- 21.- Yap AUG, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. Oper Dent, 2001; 26 (5): 460-6.
- 22.- Parámetros de interés de las lámparas de polimerizar (IV): Tipos de lámparas. Internet: <http://www.geodental.net/article-6050.html>. Acceso: 28-05-2011.
- 23.- Correr L, Lima A, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite knop hardness values. Braz Dent J, 2000; 11: 11-17.
- 24.- Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift J. Effect of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int, 1993; 24: 517-21.
- 25.- Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of prosthetic composite materials polymerized with their proprietary photo-curing units. J Oral Rehabil, 1999; 26 (7): 594-9.
- 26.- Tanoue N, Murakami M, Koizumi H, Atsuta M, Matsumura H. Depth of cure and hardness of the indirect composite polymerized with three laboratory curing units. J Oral Sci, 2007; 49: 25-9.

- 27.- Forero M, Jané L. Estudio in Vitro de la Profundidad de Polimerización de dos Composites con Lámparas de Luz Halógena y LED. *Rev Oper Dent Endod*, 2006; 5: 46.
- 28.- Usumez A, Ozturk N, Ozturk B. Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. *Oper Dent*, 2005; 30 (5): 655-60.
- 29.- Tak O, Altintas SH, Ozturk N, Usumez A. Effect of three types of light-curing units on 5-year colour changes of light-cured composite. *Clin Oral Investig*, 2009; 13 (1): 29-35.
- 30.- del Mar Pérez M, Saleh A, Pulgar R, Paravina RD. Light polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites. *Am J Dent*, 2009; 22 (2): 97-101.
- 31.- Brackett MG, Brackett WW, Browning WD, Rueggeberg FA. The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. *Oper Dent*, 2007; 32 (5): 443-50.
- 32.- Yazici AR, Celik C, Dayangaç B, Ozgünaltay G. The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Oper Dent*, 2007; 32 (6): 616-22.
- 33.- Rüttermann S, Servos A, Wolfgang HM, Raaf & Ralf Janda. In vitro effect of light-emitting diode light polymerization on the color stability of three resin-based restorative materials. *Acta Odontológica Escandinávica*, 2008; 66 (1): 43-9.
- 34.- Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater*, 1997; 13 (2): 89-97.
- 35.- http://issuu.com/ungatoenlared/docs/unidad_tem_tica_el_color Acceso: 6-11-2011
- 36.- Chu SJ. Precision shade technology: Contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent*, 2002; 14 (1): 79-83.

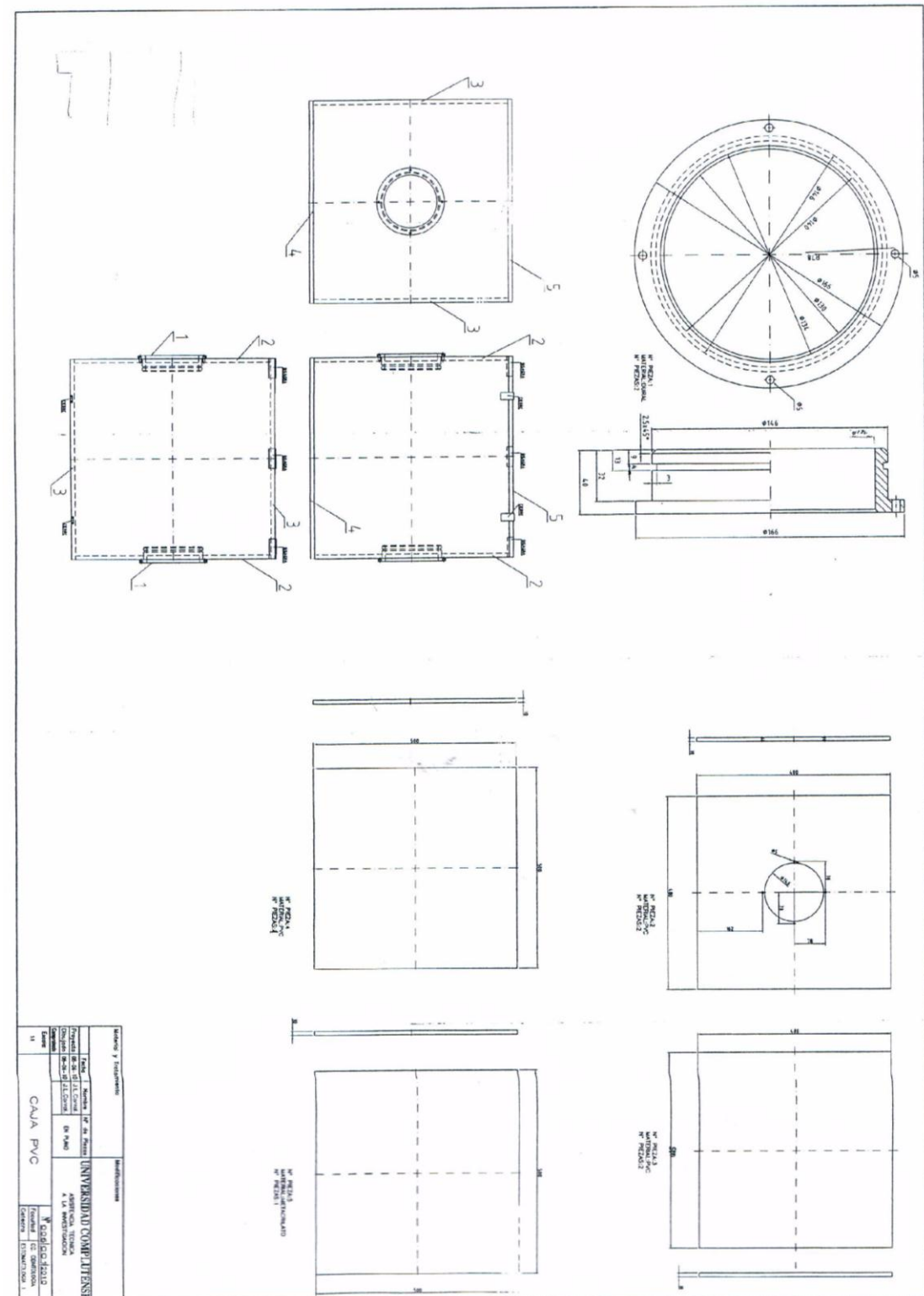
- 37.- Núñez Díaz P, del Río Highsmith J. Estudio comparativo entre sistemas de medición del color en Odontología. Gaceta Dental: Industria y Profesiones, 2007; 179: 164-75.
- 38.- Historia del color. Internet: <http://www.fotonostra.com/grafico/historiacolor.htm>
Acceso: 16-04-2011.
- 39.- Lafuente D. Física del color y su utilidad en odontología. Rev Cient Odontol, 2008; 4 (1): 10-15.
- 40.- Pereda López JC. El color: su incidencia en la odontología. Tesina de licenciatura en Odontología. U.C.M. 1991.
- 41.- Lu H, Lee YK, Villalta P, Powers JM, García-Godoy F. Influence of the amount of UV component in daylight simulator on the color of dental composite resins. J Prosthet Dent, 2006; 96 (5): 322-7.
- 42.- Meireles SS, Demarco FF, Santos IS, Dumith SC, Della Bona A. Validation and Reliability of Visual Assessment with a Shade Guide for Tooth-Color Classification. Operative Dentistry, 2008; 33 (2): 121-6.
- 43.- Carróns A, Campos J, Melgosa M. La Comisión Internacional de Iluminación (CIE). Internet: http://www.ceisp.com/uploads/media/CIE_VeryOir_01.pdf Acceso: 28-04-2011.
- 44.- Hassel AJ, Grossmann AC, Schmitter M, Balke Z, Buzello AM. Fiabilidad entre examinadores para la medición clínica de los valores de L*C*h* de los dientes anteriores usando un espectrofotómetro. Rev Int Prot Estomatol. Edición Hispanoamericana, 2008; 10 (2): 127-32.

- 45.- Hassel AJ, Cevirgen E, Balke Z, Rammelsberg P. Fiabilidad intraexaminador de la medición de color mediante espectrofotometría. Quintessence publicación internacional de odontología, 2010; 23 (4): 133-8.
- 46.- Browning WD, Contreras-Bulnes R, Brackett MG, Brackett WW. Color differences: Polymerized composite and corresponding Vitapan Classical shade tab. J Dent, 2009; 37: 34-9.
- 47.- Nakazawa M. Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. Journal of Oral Science, 2009; 51 (2): 267-73.
- 48.- Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. Dent Mater, 2004; 20 (6): 530-4.
- 49.- Sidhu SK, Ikeda T, Omata Y, Fujita M, Sano H. Change of color and translucency by light curing in resin composites. Oper Dent, 2006; 31 (5): 598-603.
- 50.- Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. Dent Mater, 1997; 13: 89-97.
- 51.- Yap A, Sim C, Loh W, Teo J. Human-eye versus computerized color matching. Operative Dentistry, 1999; 24: 358-63.
- 52.- Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. Dent Mater, 1994; 10 (6): 353-62.
- 53.- Koishi Y, Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses. J Oral Rehabil, 2001; 28 (9): 799-804.

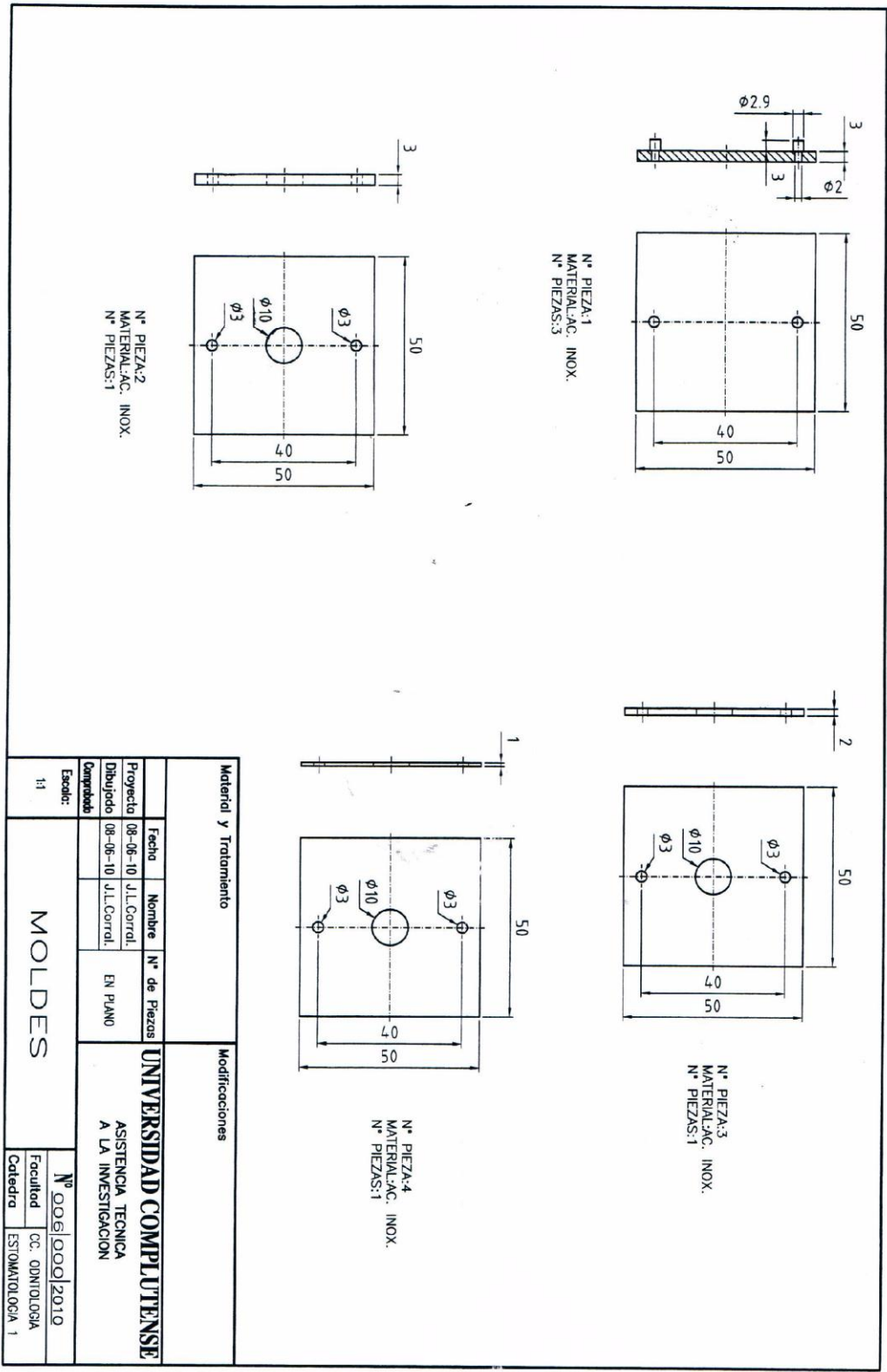
- 54.- Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body shades of resin composites. *Eur J Oral Sci*, 2005; 113 (2): 170-3.
- 55.- Kim IJ, Lee YK. Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2007; 80 (2): 541-6.
- 56.- Regain JC, Johnston WM. Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *J Esthet Restor Dent*, 2001; 13 (1): 41-8.
- 57.- Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil*, 2003; 30 (10): 1015-21.
- 58.- Internet: http://www.vident.com/files/2011/02/Vident-Product-Catalog-2011_CAN.pdf Acceso: 15-05-2011.
- 59.- Schneider LF, Pfeifer CS, Consani S, Pahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater*, 2008; 24 (9): 1169-77.
- 60.- Shuman I. Simplificación de las restauraciones directas con resina de composite en la zona estética. *Maxillaris*, nov. 2010; 137: 234-35.
- 61.- Amaris presentation. Internet: http://www.voco.es/es/products/_products/amaris/ Acceso: 15-06-2011.
- 62.- http://www.voco.es/es/products/_products/amaris/WI_ES_Amaris_TechnicalProfile.pdf Acceso: 20-05-2011.
- 63.- Torné Duran S, Escuin Henar T, Monreal Nieto J. Cambios cromáticos en la superficie cerámica. *RCOE*, 2003; 8 (5): 487-96.

VIII. ANEXOS

VIII.1. Planos



Plano de la cabina opaca de PVC de dimensiones 50x50x50 cm, empleada para realizar la toma de color de las muestras.



Plano del portamuestras utilizado en este trabajo para 1, 2 y 3 mm.

VIII.2. Tabla de datos