



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

Departamento de Estadística

Máster en Análisis Avanzado de Datos Multivariantes

Trabajo Fin de Máster

**“ESTVDiO iN ViTRO SOBRE
LA ESTABiLiDAD
CROMÁTiCA DE LAS
RESiNAS COMPVESTAS
DENTALES”**

AVTORA: CRiSTiNA GÓMEZ POLO

TVTORA: DRA. MARTÍN CASADO

2013



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

Departamento de Estadística

Máster en Análisis Avanzado de Datos Multivariantes

Trabajo Fin de Máster

**“ESTVDiO iN ViTRO SOBRe
LA ESTABiLiDAD
CROMÁTiCA DE LAS
RESiNAS COMPVESTAS
DENTALES”**

AVTORA: CRiSTiNA GÓMEZ POLO

TVTORA: DR. MARTiN CASADO

2013



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

Departamento de Cirugía

Universidad de Salamanca

**PROFA. PURIFICACIÓN GALINDO VILLARDÓN, DIRECTORA DEL
DEPARTAMENTO DE ESTADÍSTICA DE LA FACULTAD DE MEDICINA, EN
LA UNIVERSIDAD DE SALAMANCA.**

DRA. M^a PURIFICACIÓN GALINDO VILLARDÓN

Profesora Titular del Departamento de Estadística de la Universidad de Salamanca

CERTIFICA que el presente trabajo titulado ***Estudio in vitro sobre la estabilidad cromática de las resinas compuestas dentales***, ha sido realizado por **D. CRISTINA GÓMEZ POLO** para optar al título de Máster en Análisis Avanzado de Datos Multivariantes, para su presentación y defensa ante el tribunal calificador.

Y para que conste, firman el presente certificado en Salamanca a de Julio de 2013.

Fdo.Profa. Purificación Galindo Villardón

Directora del Departamento



VNIVERSIDAD
DSALAMANCA

Departamento de Estadística
Universidad de Salamanca

PROF. DRA. ANA M^a MARTÍN CASADO

Profesora Titular del Departamento de Estadística de la Universidad de Salamanca

CERTIFICA:

Que Doña Cristina Gómez Polo ha realizado en la Universidad de Salamanca, bajo su supervisión y dirección, el trabajo original titulado **“ESTUDIO IN VITRO SOBRE LA ESTABILIDAD CROMÁTICA DE LAS RESINAS COMPUESTAS DENTALES”** para optar al título de Máster en Análisis Avanzado de Datos.

Y para que conste firma el presente certificado en Salamanca a 8 de Julio de 2013.

Prof^a. Dra. Martín Casado

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a la Dra. Ana María Martín Casado por aceptar la dirección de este trabajo. Por su colaboración, eterna paciencia y dedicación, indispensable para desarrollar este trabajo de Fin de Master.

A todos los compañeros de la Universidad de Salamanca, del departamento de Cirugía, especialidad de Odontoestomatología por animarme a seguir trabajando dentro de la carrera docente. Especialmente a María Portillo, a Mari Cruz Lorenzo, y a Leticia Blanco por formar parte del equipo.

A la Dra. Purificación Galindo Villardón, que me impulsó a realizar este reto animándome a mejorar, como persona y como docente.

A los responsables territoriales de las casas comerciales que han colaborado desinteresadamente en este estudio, con la aportación del material necesario.

Y gracias en definitiva, a todas aquellas personas que han hecho posible que este proyecto haya salido a la luz, a todas ellas, muchas gracias.

fNDiCE

ÍNDICE

0.- RESUMEN.	21
1.- INTRODUCCIÓN.	25
1.1.- GENERALIDADES SOBRE EL COLOR.	25
1.1.1.- Concepto de color	25
1.1.2.- Percepción del color	27
1.1.2.1.- Fuente de luz	28
1.1.2.2.- Objeto a observar	30
1.1.2.3.- Entorno	31
1.1.2.4.- Ojo humano	32
1.1.3.- Sistemas de Determinación del Color	33
1.1.3.1.- Tipos de colores	33
1.1.3.2.- Esfera cromática de Munsell	36
1.1.3.3.- CIE 1931 (x, y, z)	37
1.1.3.4.- CIE 1976 (CIELab)	39
1.1.4.- Umbrales de discriminación cromática	42
1.2.-COLOR EN ODONTOLOGÍA.	44
1.2.1.- Características ópticas de los dientes	45
1.2.2.- Espacio cromático dental	46
1.2.3.- Medición del color en Odontología	47
1.2.3.1.- Métodos Subjetivos	48
1.2.3.2.- Métodos Objetivos	49
1.3.-RESINAS COMPUESTAS.	51
1.3.1.- Componentes de los composites actuales	52
1.3.1.1.- Matriz orgánica	52
1.3.1.2.- Relleno inorgánico	54
1.3.1.3.- Fase de enlace	56
1.3.1.4.- Otros componentes	57
1.3.2.- Clasificación de las resinas compuestas	58
1.3.3.- Polimerización: Importancia y Fuentes	60
1.3.3.1.- Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de conversión (GC)	62

1.3.3.2.- Factores que dependen del material	62
1.3.3.3.- Factores que dependen de la fuente de luz	63
1.3.3.4.- Tipos de unidades de polimerización	65
2.- JUSTIFICACIÓN.	69
3.- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.	73
4.- MATERIAL Y MÉTODO.	77
4.1.- MATERIAL.	77
4.1.1.- Portamuestra	77
4.1.2.- Operador	78
4.1.3.- Resinas dentales	78
4.1.4.- Fuente de luz ambiental	80
4.1.5.- Espectrofotómetro: Easyshade Compact® (Vita-Zahnfabrik)	80
4.1.6.- Lámpara de polimerizar LED Bluephase®	82
4.1.7.- Medios de almacenamiento	85
4.1.7.1.- Suero Fisiológico	85
4.1.7.2.- Coca-Cola ®	86
4.1.8.- Cámara Fotográfica	86
4.1.8.1.- Nikon D100	86
4.1.8.2.- Cámara fotográfica Sony Cyber-shot DSC-W180	87
4.1.9.- Cartulina gris neutra	88
4.1.10.- Descripción de las resinas compuestas utilizadas	88
4.1.10.1.- Tetric Evoceram	88
4.1.10.2.- Esthet-X	89
4.1.10.3.- Venus Diamond	89
4.1.10.4.- G-aenial Anterior	91
4.2.- MÉTODO.	91
4.2.1.- Descripción de la toma de los registros de color sobre las muestras	91
4.2.2.- Fórmulas de diferencia de color: Sistemas CIELab y CIEDE2000	95
4.2.3.- Método de recogida de datos para el Objetivo 5	97
4.2.4.- Método empleados en el análisis estadístico	99

4.2.4.1.- Método Biplot	99
4.2.4.2.- Análisis de la Varianza	102
4.2.4.3.- Análisis Multivariante de la Varianza	103
4.2.4.4.- Diseños de medidas repetidas	105
4.2.4.5.- Escalamiento Multidimensional	106
4.2.4.6.- Límites de Concordancia de Bland y Altman	108
5.- RESULTADOS.	115
5.1.- ESTUDIO DE LA ESTANDARIZACIÓN DE LOS COLORES A-2, A-3, B-2, B-3 EN LAS MARCAS COMERCIALES SELECCIONADAS (Gaenial, Empress, Venus Diamond, Esthet X).	115
5.1.1.- Color A-2	115
5.1.2.- Color A-3	118
5.1.3.- Color B-2	120
5.1.4.- Color B-3	122
5.1.5.- Representaciones HJ-BILOT	124
5.2.- ESTUDIO DEL EFECTO DE LA POLIMERIZACIÓN CON LÁMPARA LED SOBRE LAS COORDENADAS DEL COLOR. . .	127
5.2.1.- Color A-2	128
5.2.2. Color A-3	131
5.2.3.- Color B-2	134
5.2.4.- Color B-3	136
5.2.5.- Efecto de la polimerización sobre los composites dentales.	139
5.3.- ESTUDIO DEL EFECTO DEL MEDIO DE CONSERVACIÓN SOBRE EL COLOR DE LAS RESINAS DENTALES.	139
5.3.1.- Conservación durante 7 días	140
5.3.2. Conservación durante 4 semanas	144
5.4.- ESTUDIO DEL EFECTO DEL TIEMPO DE CONSERVACIÓN SOBRE EL COLOR DE LAS RESINAS DENTALES.	147
5.5.- COMPARACIÓN DE LAS FÓRMULAS EUCLÍDEA Y CIEDE2000 PARA MEDIR LA DIFERENCIA DE COLOR.	153
5.6.- EVALUACIÓN DE LA CONCORDANCIA ENTRE LOS RESULTADOS APORTADOS POR LA FÓRMULA EUCLÍDEA DE	157

DIFERENCIA DE COLOR DE ΔE Y LA FÓRMULA CIEDE2000.	
6.~ DISCUSIÓN.	165
6.1.- COMPOSICIÓN.	165
6.2.- POLIMERIZACIÓN.	171
6.3.- MEDIOS DE CONSERVACIÓN.	177
6.4.- TIEMPO DE ALMACENAJE.	180
6.5.- PERCEPCIÓN / ACEPTACIÓN	183
6.6.- FÓRMULAS DE DIFERENCIAS DE COLOR	185
7.~ CONCLUSIONES.	189
8.~ REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	193

CAPITULO

RESUMEN

“ESTUDIO IN VITRO SOBRE LA ESTABILIDAD CROMÁTICA DE LAS RESINAS COMPUESTAS DENTALES”

0.~ RESUMEN

La Odontología estética se encarga sobre todo de mejorar la estética dental de los pacientes, sin olvidar la parte funcional que toda restauración conlleva. Las resinas compuestas, al ser actualmente el material restaurador de elección en obturaciones, ofrecen la ventaja de que su color es similar al del diente, pero también poseen inconvenientes notables: deben de utilizar sistemas adhesivos adecuados para su unión con el diente y son materiales que contraen y cambian de color. En este estudio nos planteamos los objetivos de cuantificar los cambios de color sufridos por varios colores de distintas marcas comerciales en distintos periodos de tiempo y en varios medios de conservación. Además comparamos varias fórmulas para cuantificar este cambio cromático. Para ello, utilizamos el espectrofotómetro Easyshade Comapct (Vita-Zahnfabrik) para medir pastillas de composite de 2 mm de espesor, almacenadas en suero o Coca-Cola durante un periodo máximo de 16 semanas. Se observó una falta de estandarización significativa por parte de los fabricantes para un mismo color evidenciándose, además, los distintos comportamientos tras la polimerización de los composites dentales según su composición. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre distintas marcas comerciales en ambos medios de conservación. También se determinó que la fórmula para medir la diferencia de color CIEDE 2000 está más relacionada con la percepción de color que la fórmula euclídea clásica, por lo que resulta la fórmula de elección. Como conclusión, y con las limitaciones de este estudio podemos afirmar que existen cambios de color significativos en las resinas compuestas dentales en función de la composición, del tiempo y medio de almacenamiento y del proceso de polimerización.

Palabras Clave: resinas dentales, espectrofotometría, coordenadas CIELab, color dental, CIEDE2000

CAPÍTULO

1
INTRODUCCIÓN

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- GENERALIDADES SOBRE EL COLOR

1.1.1.-Concepto de color

Existen múltiples definiciones de color, entre algunas hemos seleccionado la de la Real Academia de la lengua Española que define, el color como “**Sensación producida por los rayos luminosos que impresionan los órganos visuales y que depende de la longitud de onda**” o también como, “**Propiedad de la luz transmitida, reflejada o emitida por un objeto, que depende de su longitud de onda**”.

El color de los dientes es hoy día uno de los factores más importantes en la estética dentofacial. La Odontología Estética comprende la integración armoniosa de las funciones fisiológicas orales, con la restauración o modificación de las estructuras dento-faciales para conseguir una armonía que lleve a una dentición ideal a través de la restauración del color, forma y función. Por este motivo vamos a desarrollar en profundidad los aspectos físicos que envuelven el fenómeno del color.

En las más remotas culturas, como la china, la bizantina, la eslava, la sudafricana o la maya, tan distintas entre sí y con rasgos propios tan peculiares, encontramos un factor común: la adoración al Sol. El Sol, en cuanto a fuente de luz, es un dios, para ellos, reconociendo por esta creencia, su necesaria presencia en los ciclos de la vida.

La idea que tenemos actualmente del color, podemos decir que es el resultado de aglutinar los esquemas de tres grandes pensadores de los siglos XVII, XVIII y XIX:

ISAAC NEWTON	JOHANN GOËTHE	ARTHUR SCHOPENHAUER
1642-1727	1749-1832	1788-1860
Finales del S. XVII	Finales del S. XVIII	Principios del S. XIX
Física del color	Percepción del color	Sensación del color

Tabla 1: Tabla resumen

La concepción moderna del color nació con el descubrimiento de la naturaleza espectral de la luz que hizo Isaac Newton (1642-1727) en el siglo XVII. Newton fue

quien en 1666 hizo pasar la luz a través de un prisma y observó que la luz se descomponía en un espectro de color. Demostró que la luz del día (blanca) se compone de muchos colores y que la combinación de ciertos colores de la luz da un resultado final blanco.

La luz era un complejo de ondas de longitud variable de 0,4 a 0,8 micras. Estas singulares ondas, de la más corta a la más larga, constituían la escala de los colores del arco iris desde el violeta hasta el rojo.

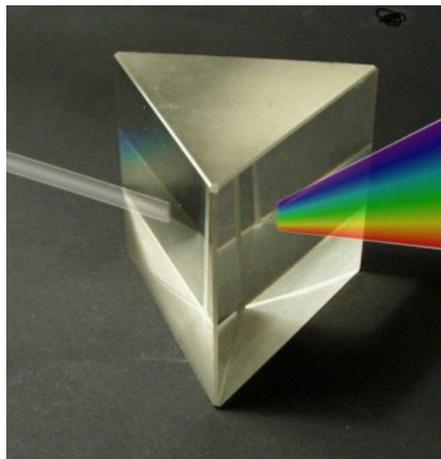


Figura 1: Experimento de I. Newton

Posteriormente, el filósofo Goethe (1749-1832) afirmó que el color no existe en la luz que llega al objeto, siendo éste su verdadero creador.

La teoría de los colores de Goethe (1810) es un ejemplo de su opinión filosófica. Según esta opinión, nuestra psique dota al color de significado. Además, intentó deducir leyes sobre la armonía del color, incluyendo la forma en que nos afectan los colores y el fenómeno subjetivo de la visión. Las investigaciones de Goethe fueron la piedra angular de la actual psicología del color, ya que para él era fundamental entender la reacción humana a los colores.

Posteriormente, Schopenhauer (1788-1860), ya a mediados del siglo XIX, convencido del aspecto subjetivo de las sensaciones escribió en 1810 *“La Teoría de la visión y de los colores”*. Al estudiar los colores por indicación de su maestro Goethe, va más allá que éste en su idea de la pureza del blanco y fiel a su pensamiento, coloca lo subjetivo por encima de lo objetivo. Para este autor las características de la imagen retiniana marcan el principio de la conversión de la energía exterior (luz) en la respuesta perceptual del color; idea acorde con nuestros actuales conocimientos.

A lo largo de este trabajo, nos centraremos en la definición de color que en el año 2001, publica la Commission Internationale de l'Eclairage (C.I.E.)¹: “**Característica de la percepción visual que puede ser descrita por los atributos de *Tinte* o tono, *Valor* o luminosidad e *Intensidad*, saturación o croma**”.

De estas definiciones, se deduce, que el fenómeno del color es una respuesta psicosocial de la interacción física de la luz con un objeto, y la subjetiva experiencia del operador ². Además la percepción del color de un objeto es el resultado de una respuesta fisiológica a un estímulo fijo. Para que se produzca este fenómeno físico de la percepción del color es preciso que existan tres factores: la luz, un receptor u órgano de los sentidos que perciba dicho fenómeno y el objeto ³.

Las ondas electromagnéticas que componen la luz inciden sobre el receptor, es decir, sobre el ojo humano en cuya retina se encuentran los conos y bastones, que son los receptores específicos de dichas ondas.

A partir de ahora y a lo largo de todo el texto se marcará con negrita y cursiva la palabra ***valor***, cuando se refiera a luminosidad y así poder distinguirla de la misma palabra cuando se refiera a datos numéricos. De este modo, se señalarán las palabras ***tinte*** e ***intensidad*** como dimensiones del color. Con esta medida se pretende favorecer la comprensión y la lectura del presente trabajo.

1.1.2.- Percepción del Color

La percepción del color no es un fenómeno inexplicable, ya que debe considerarse como un concepto físico que puede ser medido y estudiado, pero que depende de varios factores que estudiaremos a continuación. Por eso debe ser analizado como un complejo interrelacionado en el que un cambio en alguno de los siguientes componentes se traduce en un cambio en la percepción del color ^{4, 5, 6}.

El efecto cromático de un objeto, depende de tres elementos:

- 1.- la composición espectral de la fuente de luz;
- 2.- las propiedades físicas del objeto a observar.
- 3.- las propiedades sensitivas del aparato visual del observador.

Porque el ojo humano y en definitiva la visión o el proceso visual de cada observador no pueden ser objetivos. El sistema del observador: ojo más cerebro afecta a la percepción del color ⁶.

1.1.2.1.- Fuente de luz

La luz es singular en la naturaleza. La radiación electromagnética puede describirse, considerando un modelo corpuscular, y/o un modelo ondulatorio.

La luz es de naturaleza dual. Es tanto una partícula (fotón) como una onda; es decir, masa y energía. Es una forma de energía que consiste en radiaciones electromagnéticas que se extienden desde los rayos cósmicos a las ondas de radio más largas, con frecuencias desde tan solo unos pocos ciclos por minuto hasta 1×10^{22} ciclos por segundo. Estas radiaciones electromagnéticas se propagan en línea recta con un movimiento ondulante en todas las direcciones a la velocidad de 299.792 km por segundo.

Las ondas del espectro electromagnético se pueden medir por tres parámetros: la frecuencia, la longitud de la onda y la amplitud. La Frecuencia, se define como el número de ondas completas o ciclos por segundo. Ciclos por segundo también se expresa por hercios (Hz). El contenido energético de una radiación electromagnética es proporcional a su frecuencia. La longitud de onda, se define como la distancia lineal ocupada por una onda completa o ciclo, medida horizontalmente. La longitud de onda de la luz se mide en nanómetros (nm).

La amplitud es la diferencia entre el valor mínimo y el máximo de una onda; es decir, entre el valle y la cresta, distancia que se mide verticalmente. Longitud de onda y frecuencia no son independientes, ya que son inversamente proporcionales. Cuánto más pequeña sea la distancia entre las dos crestas de las ondas, tanto mayor será el número de ellas que entrarán en un espacio de un segundo de tiempo.

Nuestro sistema visual sólo es capaz de detectar una pequeña parte del espectro electromagnético y se le denomina “espectro visible”. Así la retina humana sólo puede detectar longitudes de onda comprendidas entre los 380 (color violeta) y 780 (color rojo) nm. En ambos lados del espectro visible están las longitudes de onda infrarrojas y ultravioletas, que son invisibles al ojo humano. Es interesante destacar que un color

de los que denominamos "caliente" como el rojo o naranja, está formado por radiaciones de longitud de onda larga y, por tanto, poseen menor energía que colores que son considerados "fríos" como el azul o el violeta.

Color	Long. Onda (nanómetros)	Frecuencia
Rojo	800-650	400-470
Naranja	640-590	470-520
Amarillo	580-550	520-590
Verde	530-490	590-650
Azul	480-460	650-700
Añil	450-440	700-760
Violeta	430-390	760-800

Tabla 2: Tabla resumen que relaciona longitud de onda, frecuencia y color

La subdivisión en siete colores no es pura, pues el espectro presenta una serie continua de gradaciones entre un color y otro. Cada una de ellas constituye una tonalidad en sí misma determinada por mínimas modificaciones de la extensión de la onda y además no existen nombres específicos que nos permitan nombrar a todos los colores.

La luz es el elemento que más influye en el manejo del color, porque la luz, al igual que el color, tiene calidad y cantidad. Calidad o temperatura de color, se mide en grados Kelvin y la cantidad se refiere a la intensidad y se mide en luxes.

A continuación vamos a describir con más detalle el tipo de fuente de luz conocido como la "clase D" ya que ha sido el utilizado para este estudio de investigación. Este tipo de fuente de luz se indica haciendo referencia a la temperatura absoluta, en grados Kelvin, del cuerpo negro al que más se aproxima: Un cuerpo negro a 6.500 grados Kelvin.

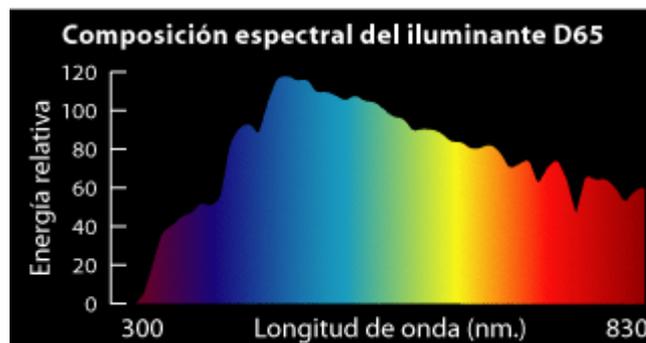


Figura 2: Iluminante D65

El iluminante D65 también se parece muy estrechamente a la distribución espacial relativa de energía de la luz del día en un cielo septentrional, por lo que es especialmente importante para definir colores en Europa. Por eso a lo largo de este experimento siempre se ha trabajado bajo tubos de luz día D65.

1.1.2.2.-Objeto a observar:

Existen características estructurales de cada objeto que producen diversos fenómenos físicos, los cuales, a su vez, intervienen y modulan la apreciación visual de colores, formas y tonalidades.

Los colores de los objetos tienen elementos diferentes que los hacen únicos y cuya importancia visual se basa en el **tinte**, **valor**, e **intensidad**.

El Tinte o Tono: es la primera dimensión del color y se asocia con las longitudes de onda de luz observadas. La longitud de onda dominante de un color es la longitud de onda de una luz monocromática.

La longitud de onda más corta (380nm) es de color violeta, y la longitud de onda más larga (720nm) es roja. El **tinte** es la cualidad por la cual se distinguen las familias de colores, el rojo del amarillo, el verde del azul o colores púrpuras. Munsell en su teoría establece diez **tintes**: rojo, amarillo, verde-amarillo, verde, azul-verde, azul, púrpura-azul, púrpura, rojo y púrpura.

En términos dentales, el **tinte** se representa mediante las letras A, B, C o D según la guía de tonalidades Vita Classic utilizada comúnmente. Hasta un 80% de los dientes naturales encajan en la familia de los **tintes A**⁷. La fuente primaria del color dentario natural es la dentina y su **tinte** se encuentra en el intervalo del amarillo o amarillo-rojo.

Valor o Luminosidad: Esta dimensión es probablemente la más importante para el odontólogo. De acuerdo con Munsell es esa cualidad por la que se diferencia un color claro de otro oscuro. El **valor** de un color está determinado por la cantidad de blanco y negro en la escala de valores que se liga a la claridad/oscuridad. Es un indicador de la cantidad de luz.

- El **valor** se ve afectado sobre todo por la calidad y transparencia del esmalte.

- Los **valores** pueden determinarse clínicamente entornando los ojos y comprobando la cantidad de luz que llega a la retina. La visión escotópica de los bastones se pone en marcha.

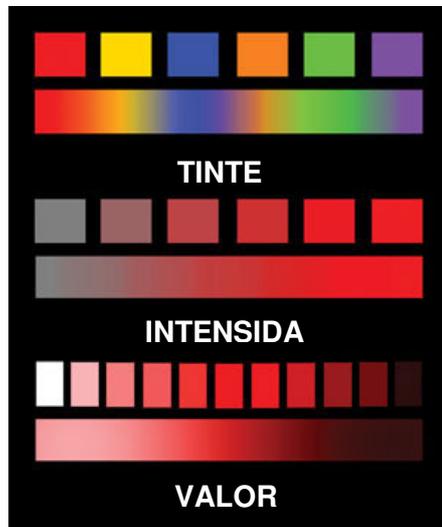


Figura 3: Esquema de tinte, intensidad y valor

Intensidad o Croma: es la medición de la cantidad del color (cantidad de saturación del **tinte** de un color). La **intensidad** (croma) describe la cantidad de **tinte** que posee un determinado color. Esta tercera dimensión limita muy de cerca con la primera (**tinte**) y se confunde muy a menudo con la segunda (**valor**). Viene dictada y está influida por la translucidez y el espesor del esmalte. En los dientes las **intensidades** más elevadas están en la porción gingival mientras que las más bajas están en las regiones incisales.

1.1.2.3.-Entorno

Entendemos por entorno el conjunto de elementos adyacentes al objeto a medir cuya presencia debido a la aportación de longitudes de onda diferentes, pudiera interferir con el registro del color verdadero del objeto: Modifica el tipo de luz que alcanza el objeto.

Por ejemplo, una pared amarilla al absorber parte de la luz emitida por la fuente, impone un componente más amarillo a la iluminación resultante. Así también, el color de la ropa del paciente, del maquillaje, etc., influyen en la toma de color dental ^{6,8}.

1.1.2.4.- Ojo humano



Figura 4: Ejemplo de ojo humano

El ojo enfoca la imagen de un objeto visto en un área pequeña al fondo del ojo: la retina. La retina está compuesta por dos tipos de receptores: bastones y conos. Los bastones son mucho más sensibles a la luz, pero no pueden percibir el color. Son insensibles al color excepto al azul del final del espectro. Los conos están concentrados en una pequeña área de la retina llamada fovea. Son menos numerosos que los bastones y menos sensibles a la luz pero mucho mejores a la hora de discernir el detalle, el color, la forma y la posición del objeto.

Los conos están divididos en tres tipos según su sensibilidad al color: unos responden al azul / violeta, otros al verde / amarillo y otros al rojo / naranja, con gamas más o menos centradas en 480 nm, 540 nm y 610 nm respectivamente. Por ejemplo, la luz amarilla de 570 nm genera una respuesta más o menos igual en los conos de sensibilidad rojo y verde, con una respuesta mucho más pequeña en los conos azules, mezclando la luz roja y verde producimos amarillo.

El ojo funciona de manera análoga: si dos longitudes de onda distintas alcanzan los conos, pongamos 550 nm (verde) y 640 nm (rojo), esto produce la misma respuesta que una luz de 570 nm (amarillo).

Cuando la intensidad de la fuente de luz es suficiente, los responsables de la visión en color son los conos responsables de la visión diurna y cromática (visión fototópica). En la oscuridad todo el proceso de la visión está controlado por los bastones de la retina (visión escotópica) y solo permite distinguir los diferentes grados del gris que son útiles para la visión nocturna y acromática.

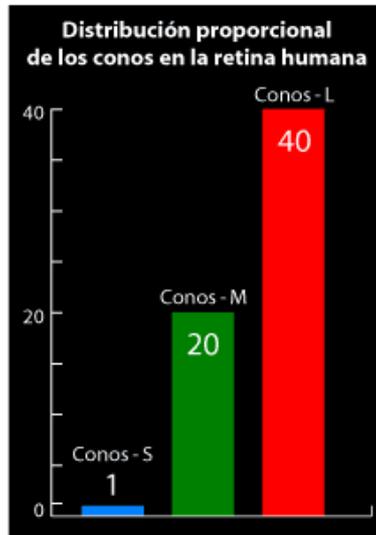


Figura 5: Distribución de conos y bastones

1.1.3.- Sistemas de Determinación del Color

Un sistema de color es un sistema tridimensional para la definición del color, empleando el *tinte*, el *valor* y la *intensidad*, como coordenadas. Un color se define por las tres coordenadas distintas correspondientes.

Existen varias metodologías que sirven para la valoración y definición cuantitativa y cualitativa del color.

1.1.3.1.- Tipos de colores

Se considera color básico o primario al color que no se puede obtener mediante la mezcla de ningún otro. Son los colores que se clasifican según los conos que nuestros ojos pueden captar. Existen conos de 3 tipos, unos que detectan Rojos (sobre longitudes de onda de 700-600 nm), otros para los Verdes (Longitudes de onda de 550 nm) y otros para los azules (que detectan radiaciones de 450-400 nm). De la combinación de dos de ellos salen los colores primarios de la pigmentación (Cyan, Magenta y Amarillo), siempre que se utilicen dos, ya que la unión de los tres colores en proporciones iguales forma el blanco, y la ausencia de los mismos forma el negro, ya que el negro es lo contrario a luz, oscuridad.

La obtención del resto de los colores implica dos métodos diferentes, el método aditivo y el método sustractivo.

- **Método aditivo:** Es el utilizado en física y trabaja con luz emitida por los objetos, en forma de longitudes de onda emitidas. En este método el rojo el verde y el azul son los colores primarios que forman conjuntamente la luz blanca. El negro es la ausencia de color. Los colores secundarios, azul cian, magenta y amarillo, se forman por combinación de los colores primarios. El sistema aditivo solo es aplicable a la luz y no a los pigmentos. Método utilizado en la televisión.
- **Método sustractivo:** Bajo el nombre de mezcla sustractiva de colores, se entiende un fenómeno de absorción física. Por ejemplo, si un filtro azul y otro amarillo (cuyas luces en mezcla aditiva adecuada darían el blanco) son atravesados sucesivamente por una fuente luminosa de luz blanca resulta el verde. Este proceso se aplica al pigmento de las pinturas. Cada componente refleja su propio color y absorbe otro. La resultante es el color más reflejado.

Mientras que en el sistema aditivo aumenta la energía electromagnética de la luz mezclada, en el método sustractivo disminuye el nivel de energía mediante la absorción. Cada pigmento de un objeto refleja su propio color y absorbe los demás, por tanto en una mezcla de colores sustractivos, se absorben los colores de cada color primario componente y se reflejan colores sobrantes.



Figura 6: Teoría aditiva y Teoría sustractiva

A lo largo de la historia, diversos investigadores han intentado ordenar el color de varias maneras, ya sea en forma bidimensional o tridimensional, tomando en cuenta las distintas variables. La forma en que los teóricos y artistas plantearon el estudio racional de las armonías de color son los llamados círculos cromáticos, que tienen por objeto interrelacionar los colores del espectro y sus derivaciones. El círculo cromático

es el resultante de distribuir alrededor de un círculo, los diferentes colores que conforman el segmento de la luz visible del espectro solar, descubierto por Newton, y manteniendo el orden correlativo: rojo, naranja, amarillo, verde, azul y violeta.

Colores primarios o fundamentales en la Teoría Sustractiva

- Rojo
- Azul
- Amarillo

Colores intermedios o secundarios

Se obtienen por la mezcla de dos colores primarios. Son el verde, violeta y naranja y se obtienen de la mezcla en una misma proporción de los colores primarios.

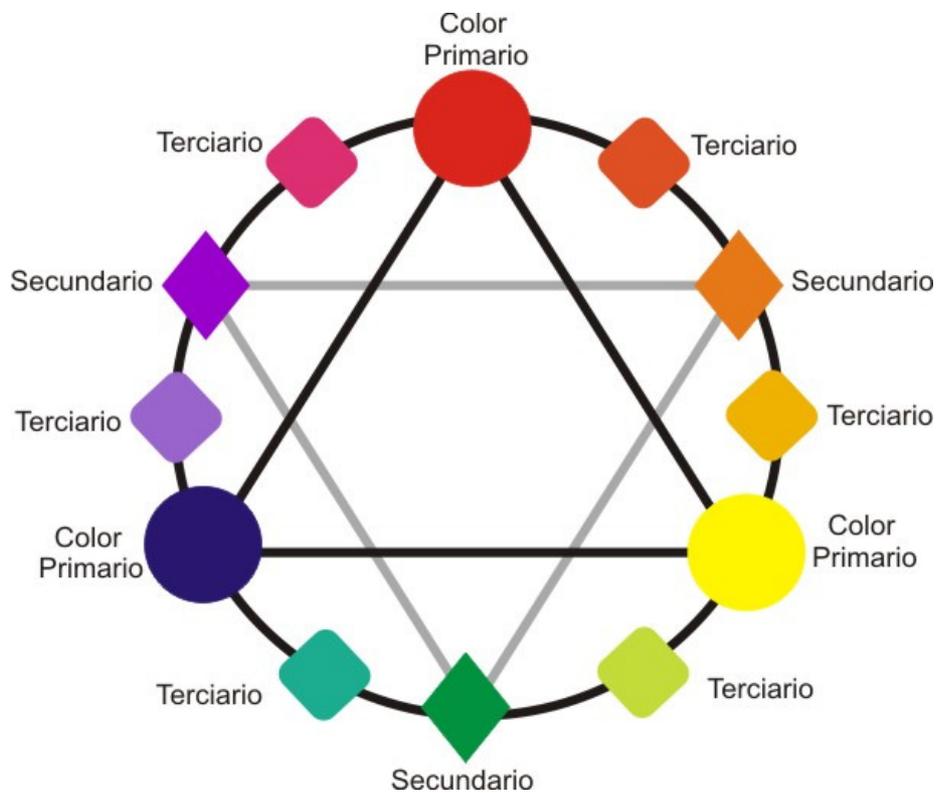


Figura 7: Esquema que relaciona los diferentes tipos de colores

Colores terciarios

Son el rojo violáceo, rojo anaranjado, amarillo anaranjado, amarillo verdoso, azul verdoso y azul violáceo, que surgen de la combinación en una misma proporción de un color primario y otro secundario.

Colores complementarios

Son los que al mezclarse con su antagonista primario proporcionan un color gris, cuando dos complementarios se unen entre sí, se destruyen mutuamente y se produce un neutro, que varía entre los **tintes** grises y marrones.

- El complementario del rojo es el verde.
- El complementario del azul es el naranja.
- El complementario del amarillo es el violeta.

1.1.3.2.- Esfera cromática de Munsell

Es un sistema que clasifica y ordena los colores en una secuencia lógica, que permite que un color pueda describirse con exactitud y que además analiza sus diferencias con otros colores de modo que estas diferencias se puedan comprender y especificar.

Este sistema establece grados de percepción iguales desde un color a otro en cualquier dimensión de color en que se trabaje.

Muestra una buena distribución cuando se trabaja con pequeñas diferencias de color, pero es notablemente desigual para los cambios grandes.

Se trata de un sistema de coordenadas similar a una esfera, en el que los colores se definen físicamente por su espectro y se describen en un modelo tridimensional: el espacio cromático que se define mediante las tres dimensiones físicas del color: **tinte**, **valor** e **intensidad**.

No es una esfera simétrica porque no todos los **tintes** desarrollan igual pureza y niveles de **valor**. Albert Munsell (1858 – 1918) establece en su teoría 10 **tintes**. Los **tintes** se disponen de forma ordenada alrededor del perímetro del cilindro, en tanto que la **intensidad** del color aumenta a lo largo de un radio que se aleja desde el eje central, estando los colores más puros en la periferia. En este sistema hay un eje acromático sin color que se extiende verticalmente a lo largo del color; por tanto, la coordenada del **valor** varía a lo largo de la longitud del cilindro, desde el negro en el extremo inferior al que se le da un **valor** 0, hasta el blanco, en el extremo superior, al que se le da un **valor** 10, pasando por el gris neutro en el centro.

En este sistema de coordenadas el color de los dientes naturales solo comprende una pequeña parte de este espacio cromático.

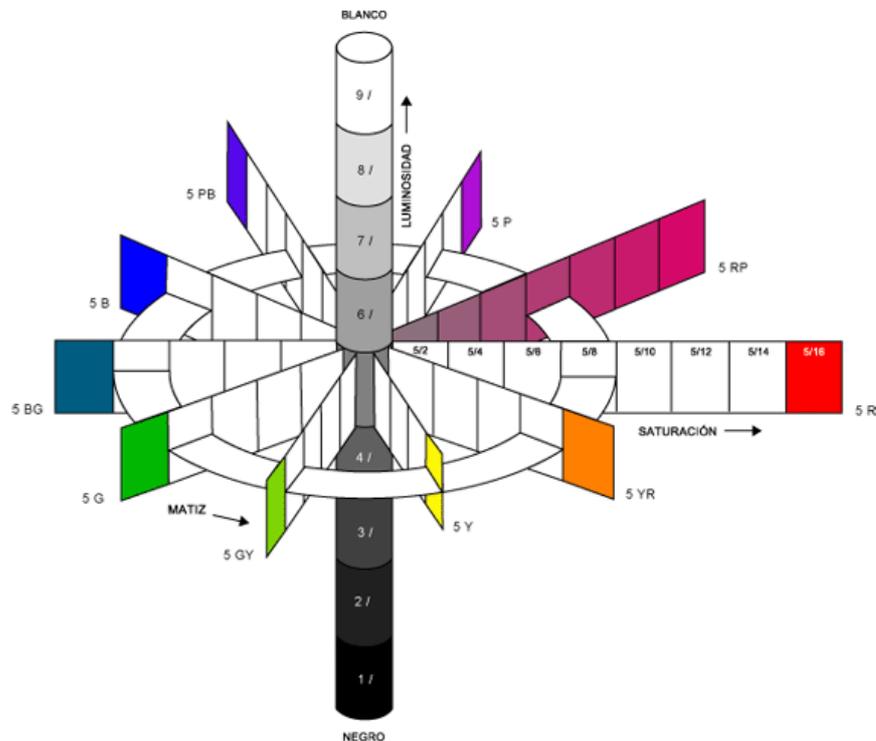


Figura 8: Árbol de Albert Munsell²³

1.1.3.3.- CIE 1931 (x, y, z)

La Comisión Internacional de Iluminación CIE (Standard Commission Internationale de l'Eclairage) es un organismo dedicado a la estandarización de los colores. Definió el color como una valoración objetiva de la fuente de luz, desarrollado por un observador estándar y capaz de calcularlo por coordenadas, representando como el sistema visual humano responde al color⁹.

En 1931, la CIE definió en profundidad el color espacial por CIE, que soporta la ya aceptada teoría de la percepción del color basado en tres colores receptores separados, (rojo, azul y verde) en el ojo y es uno de los sistemas de medición más extendidos. Con él, se definieron con precisión los tres colores primarios, a partir de los cuales pueden crearse todos los demás, mediante una representación axial en la que las distintas coordenadas representan a cada uno de los colores primarios "x" (rojo), "y" (verde), "z" (azul)¹⁰.

Este sistema representativo del color se basa en los estudios de Thomas Young (1801). En su "Teoría Tricromática" redujo los cinco colores básicos de Newton a tres. En esta teoría proponía la existencia de tres tipos de sensores primarios que respondieran específicamente al "rojo, verde y azul". En esencia, Young mantenía que hay tres tipos de receptores en la retina: uno, sensible al rojo, otro, sensible al verde, y otro, sensible al azul. Cada tipo de receptor recibía la información por una senda diferente y la transmitía hacia el cerebro. Young imaginaba que hay sendas neurales separadas para el rojo, el verde, y el azul.

Su hipótesis se basaba en que la mezcla apropiada de los tres colores primarios produciría la sensación de blanco, o bien cualquier otro de los colores que pudieran ser reconocidos por el ser humano. La confirmación la dio James Maxwell poco tiempo después. Esta teoría es la llamada teoría tricromática o de Young-Maxwell-Helmholtz.

Basado en su conocimiento de que virtualmente cualquier color puede ser creado mezclando alguna combinación de rojo, verde, y azul, Young postuló que los tres colores se mezclan en algún lugar del sistema nervioso para crear el verdadero color del objeto.

Este sistema se utiliza sobre todo en la industria y en la experimentación científica, y pretende unificar el color en relación con un marco de referencia.

- El sistema CIE asigna una descripción del color dependiendo de la percepción humana de tres elementos (estimación del color tridimensional).
- El sistema CIE representa un color espacial uniforme, que es aquel en el cual sus elementos están igualmente distribuidos en el espacio en base a la percepción del color individual.
- El sistema CIE tiene degradaciones menos arbitrarias si las comparamos con el sistema Munsell y todos los colores de la naturaleza se obtienen mezclando en ciertas proporciones tres colores básicos (rojo, azul y verde).
- El sistema CIE también permite especificar la cromaticidad del color, es decir, su tinte y su intensidad; sin embargo, el valor debe intervenir para definir globalmente el color.

1.1.3.4.-CIE 1976 (CIELab)

En 1976, la Standard Commission Internationale de l'Eclairage¹⁰, define el espacio del color propuesto en 1931¹¹, basándose en tres medidas que corresponden a las tres dimensiones del espacio en los tres ejes de coordenadas ordinales representadas (X, Y, Z, para L, a, b.). Las coordenadas a y b se aproximan a cero para colores neutros (blanco) y aumentan su magnitud cuanto mayor *intensidad* del color.

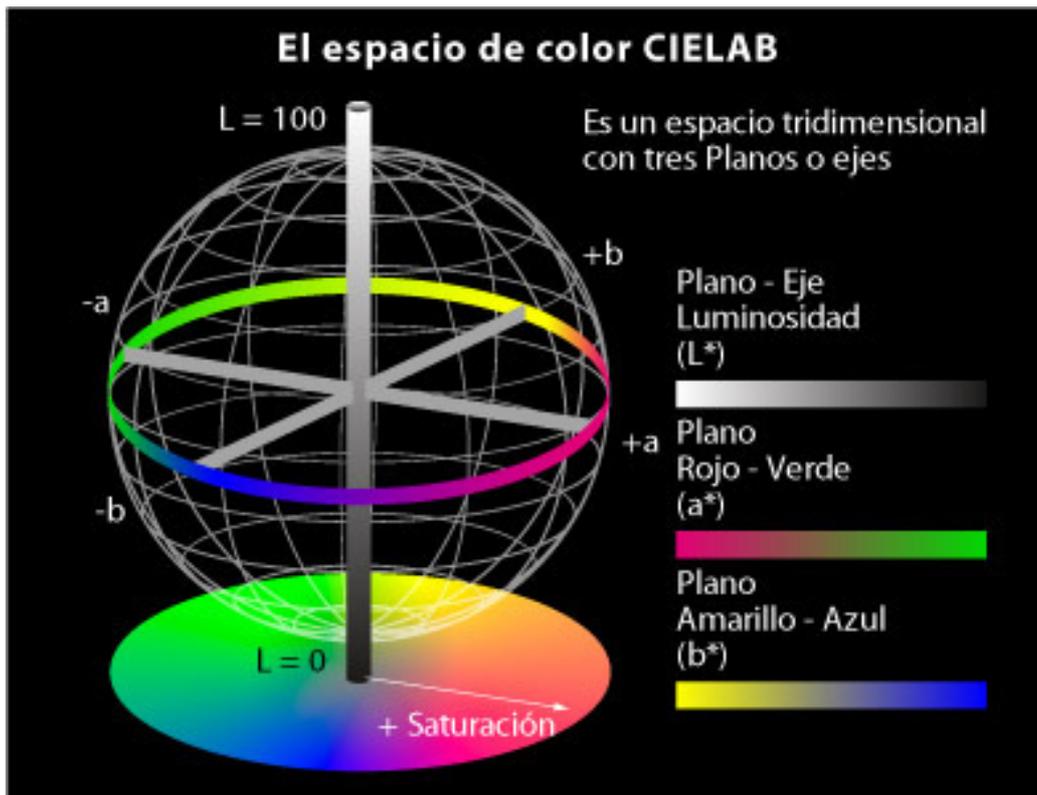


Figura 9: Espacio de color CIELab¹²

L=> medida del **valor** o luminosidad (eje vertical) y está cuantificado de la siguiente manera:

L => 0 negro L => 100-reflexión total de la luz (blanco)

a=> Eje de coordenadas que mide la cantidad de rojo y de verde:

a positivo => tendencia hacia el rojo a negativo => tendencia hacia el verde

b=> Eje de coordenadas que mide la cantidad de amarillo y de azul:

b positivo => tendencia hacia el amarillo b negativo => tendencia hacia el azul

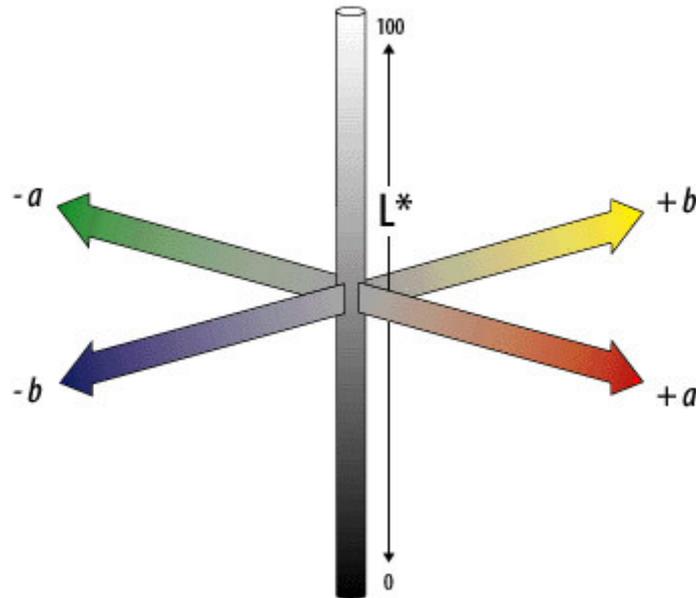


Figura 10: Ejes ordinales de las coordenadas de color ¹³

A través de la siguiente ecuación matemática se puede calcular la diferencia entre dos colores de forma cuantitativa. Se utiliza la fórmula euclidiana de la diferencia entre dos puntos en el espacio.

Diferencia de color entre dos objetos:

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

ΔE^* Representa la magnitud de la diferencia de color, pero no indica la dirección en los ejes de coordenadas.

Muchos son los autores que se han preocupado de conocer hasta qué punto los humanos somos capaces de percibir si existe diferencia entre dos colores. En Odontología podemos destacar los estudios de umbral de perceptibilidad clínica con datos comprendidos entre $\Delta E^* = 1,0$ a $3,7$ unidades ^{14, 15}.

Una vez que el hombre ha sido capaz de diferenciar dos colores, nos podemos preguntar hasta que umbral esa diferencia es aceptable clínicamente. Al igual que con la capacidad de percepción existen múltiples estudios donde las cifras varían. Señalamos el umbral de aceptabilidad = $\Delta E^* = 2.72$ a 6.8 unidades ^{15, 16} debido a que sirve de referencia para muchas de las publicaciones consultadas a lo largo de este trabajo de investigación.

En Odontología el umbral de aceptabilidad para diferencias de color es mayor que el umbral de perceptibilidad^{15, 17}.

Este sistema de colores es el utilizado actualmente en Odontología por ser el recomendado por la Asociación Dental Americana. En él se basan las guías dentarias y colorímetros electrónicos actuales.

Para la mejor comprensión de los ejes de coordenadas ordinales y las tres dimensiones del color (**tinte**, **valor** e **intensidad**), estas coordenadas L, a y b se relacionan con L (representa también la luminosidad o **valor**), C (representa la **intensidad**) y h (representa el **tinte**).

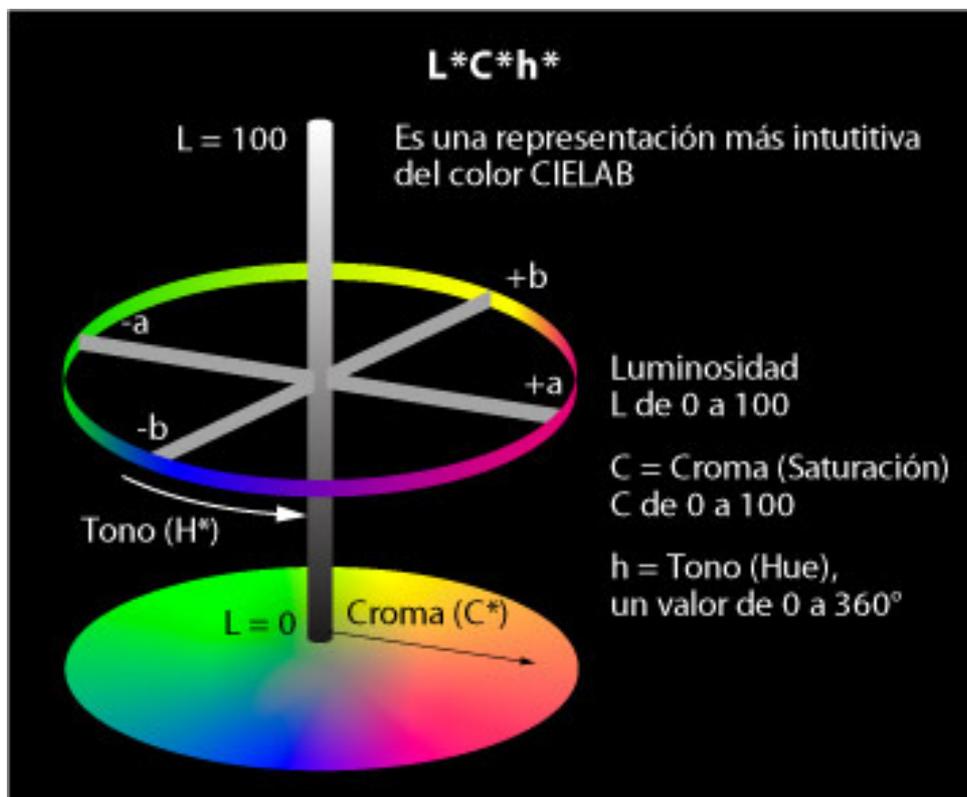


Figura 11: Relación espacial entre ejes ordinales y polares del color¹²

En el CIE 1976 L, a, b, se identifican con los componentes de las coordenadas cilíndricas CIE L, C, h (**valor**, **intensidad** y **tinte**)¹⁰. El parámetro L, no se ve modificado ya que se corresponde con el eje vertical.

La transformación de, a y b en C y h, se relaciona por las siguientes fórmulas matemáticas:

$$C_{ab}^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}}$$
$$h_{ab} = \arctan \frac{b^*}{a^*}$$

Figura 12: Fórmulas matemáticas de relación entre coordenadas ordinales y polares

1.1.4.- Umbrales de discriminación cromática

Tanto desde puntos de vista científicos como técnicos, a veces ofrece más interés la evaluación de diferencias entre colores, o del color de un estímulo respecto a un color patrón, que la medida en si de un color. Se plantea pues una doble necesidad: cuantificar estas diferencias y hacerlas reproducibles en un sistema de representación, lo que obliga a conocer la métrica del espacio del color o el elemento de línea asociado a ella ¹⁸.

Tradicionalmente se han abordado estos problemas de la medida experimental de diferencias de color, extendiéndolas como “mínimas diferencias perceptibles” o “umbrales diferenciales de color”, para una posterior generalización al elemento de línea que satisfaga la predicción de dichos resultados experimentales.

En este sentido a veces ha surgido la polémica aún no resuelta sobre si hay diferencias entre los criterios de perceptibilidad y aceptabilidad de diferencias de color, pero la mayoría de los estudios en los que se basa la Colorimetría de Diferencia, optan por criterios de evaluación de diferencias perceptibles. No obstante, en determinadas aplicaciones industriales si se emplean, a veces, criterios de aceptabilidad en los procesos de control colorimétrico. Podemos decir, que el estudio de diferencias de color es más bien un problema científico, mientras que el establecimiento de tolerancias es una cuestión derivada de tipo técnico ligada a las necesidades industriales ¹⁸.

En el campo de la Colorimetría Diferencial existen numerosos trabajos sobre la estimación de umbrales de discriminación cromática, tanto de aceptabilidad como de perceptibilidad ¹⁹. No obstante, la mayoría de ellos muestran la falta de uniformidad de

los sistemas de representación del color como podemos observar en la siguiente figura, correspondiente a las clásicas elipses de MacAdam en el espacio CIE 1931 ²⁰.

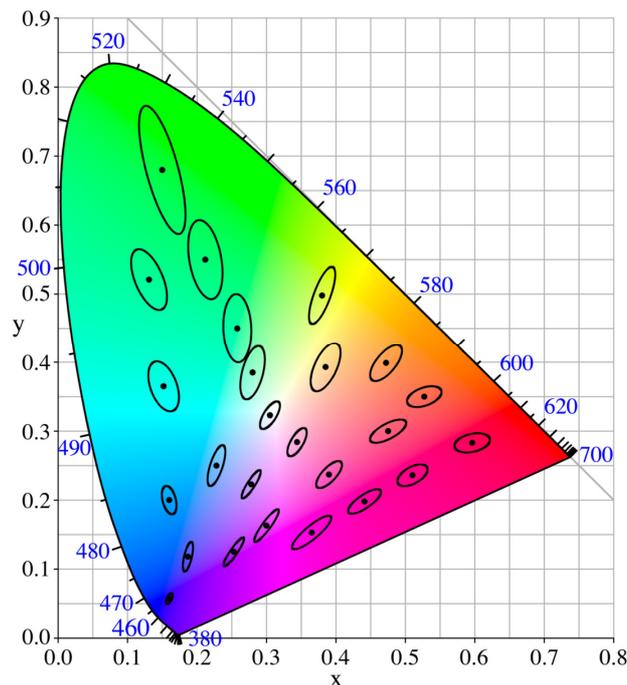


Figura 13: Elipses de Mac Adam ²¹

Se observa que dichas elipses son diferentes en tamaño, orientación y forma a lo largo del diagrama cromático, siendo más pequeñas en la zona de los azules, intermedias en la región de los rojos y más grandes en la zona de los verdes.

Si tomamos la distancia desde el centro a cada punto de la elipse como la unidad de diferencias de color, un espacio cromático uniforme sería aquel en el que al representar dichas diferencias los resultados sean circunferenciales de igual radio, es decir, que exista una correlación entre la diferencia de color y la media de la distancia. En la figura anterior comprobamos que esa distancia no es la misma ni a lo largo de cada elipse ni de una elipse con otra. Por lo tanto, se deduce que el espacio CIE 1931 no es un espacio uniforme ²⁰. Esto ha llevado a la búsqueda de espacios de representación de color uniforme y a pesar de que no se ha conseguido, sí que se ha llegado a otros espacios mucho más homogéneos como sistema CIELAB, desarrollado posteriormente.

1.2.- COLOR EN ODONTOLOGÍA

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



Figura 14: *Dientes naturales sanos*

Nuestra sociedad se halla inmersa en un creciente proceso de culto a la estética dental y, por este motivo, la demanda de tratamientos odontológicos pretenden que, además de rehabilitar morfofuncionalmente el diente, le devuelvan su aspecto natural o incluso lo mejoren, se incrementa día a día. Las disciplinas odontológicas estéticas se encargan de intentar satisfacer estos requisitos, y de entre ellas destaca el blanqueamiento dental por tratarse de un tratamiento que permite conseguir resultados satisfactorios para el paciente y el dentista en un tiempo prudencial y con un alto grado de seguridad^{22, 23}.

El cromatismo dental, a diferencia de lo que sucede con otros factores estéticos esenciales (forma, tamaño y posición del diente), cuya armonización con los demás dientes naturales no suelen plantear ningún problema resulta relativamente difícil de determinar y reproducir ^{24, 25}. Hoy en día la odontología proporciona la oportunidad de restaurar las características de color exclusivas de cada paciente ya que cada diente natural tiene muchas características ópticas que aumentan su complejidad.

En la actualidad, son muchos los pacientes que se interesan por tratamientos odontológicos estéticos por razones diversas: desde la búsqueda de satisfacción personal hasta necesidades de tipo laboral ^{23, 26}. El referente estético dental en nuestra sociedad viene determinado por varios factores, de entre ellos, uno de los que más insatisfacción produce es un color anómalo del diente o que no satisfaga las expectativas del paciente ^{27, 28}.

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

1.2.1.-Características ópticas de los dientes

El doctor Bruce Clark ²⁹ fue el primero en someter los dientes naturales a medición y análisis científico del color, comunicando la importancia de las dimensiones del color al manifestar en 1931 que en el estudio del color o la consideración de las tres dimensiones no sólo es un requisito básico sino el más importante.

El color definitivo es un resultado de la absorción y reflexión de la luz a lo largo del espesor del diente, donde depende directamente del coeficiente de absorción de los tejidos dentales.

El diente está constituido por tres tejidos, el esmalte, la dentina y pulpa, y su color natural depende del grosor, composición y estructura de estos tejidos que, en

definitiva, son los responsables de su complejidad desde el punto de vista óptico. Los tres parámetros a los que hemos hecho alusión, evolucionan considerablemente a lo largo de la vida, influyendo en el color del diente. Cada uno de estos tejidos presenta propiedades ópticas distintas³⁰.

Por lo anteriormente descrito se puede afirmar que el diente natural es un auténtico mosaico de color, en el rango de los blancos amarillentos, y el resultado de los efectos combinados del esmalte y la dentina, fundamentalmente. Por lo tanto, es esencial comprender la influencia que ejerce cada componente sobre las propiedades básicas del otro.



*Figura 15: Diferentes tejidos que forman el diente*³¹

1.2.2.-Espacio cromático dental

Muchos han sido los autores que han intentado definir el espacio de color de los dientes naturales, unos a través de dientes humanos extraídos con espectrofotometría^{32, 33, 34}. Otros aplicaron la tecnología instrumental “in vivo”^{35, 36, 37, 38}.

Es reconocido por todos los autores que el diente no es monocromático y que el tercio medio es la zona más representativa del mismo^{6, 8}. Por un lado, el tercio incisal es muy translúcido, por lo que su percepción cromática está afectada por el

fondo, mientras que en el color del tercio cervical influye la cercanía del margen gingival.

El rango de coordenadas cromáticas y su distribución dentro del espacio cromático de los dientes han sido descritos en numerosas investigaciones³. No existe consenso absoluto en la bibliografía sobre cuales son los límites de coordenadas donde se encuentran el conjunto de colores de la dentición natural.

Para una mejor visualización de los valores extremos antes citados, la siguiente figura muestra la representación gráfica del sub-espacio cromático dental en L a b (coordenadas ordinales) y en L C h (coordenadas polares).

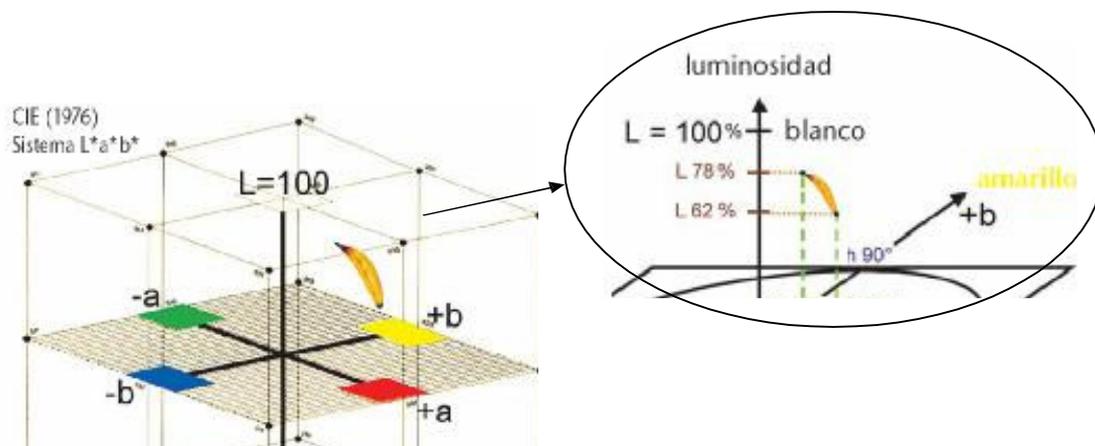


Figura 16: Espacio cromático dental dentro del espacio cromático de L, a, b³⁹

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

1.2.3.- Medición del color en Odontología

El registro del color se convierte en un procedimiento complejo debido a su naturaleza subjetiva derivada de la participación del observador en el proceso, lo que ha supuesto que se haya visto abordada desde diferentes puntos de vista a lo largo del tiempo. Se han empleado dos tipos de sistemas de medición del color en la valoración y

cuantificación del mismo: por un lado, los modelos psicofísicos o subjetivos, y por otro, los métodos objetivos o matemáticos^{30, 40}.

Según Bergen S.F. 1985, el color es uno de los factores que más influyen en los resultados estéticos en Odontología⁴¹.

1. Subjetiva: Se basa en la comparación del objeto (diente) con muestras de color que pueden ser de papel, de resina o de porcelana. Este es el método en el que se fundamentan las guías de color que se utilizan en Odontología y que actualmente son las de uso más frecuente en clínica diaria.
2. Objetiva: Mediante el uso de colorímetros, espectrofotómetros, o mediante técnicas digitales de análisis de imagen. Tratan de representar los colores del espectro visible de una forma numérica.

1.2.3.1.- Métodos Subjetivos

Las guías dentales suelen constar de tablillas de color que se comparan sucesivamente con el diente, en condiciones de iluminación idénticas, hasta encontrar aquella que presenta una mayor similitud cromática. La utilización de guías para medir el color en Odontología es un procedimiento subjetivo y son muchas las variables que influyen en el resultado: la iluminación, la experiencia profesional, la edad, los colores del entorno, el ángulo de visión del diente y la tablilla, la ropa y maquillaje del paciente y desde luego, la capacidad perceptiva cromática del individuo^{42, 43}. Además la evaluación visual de los colores es limitada⁴⁴.



Figura 17: Toma de color subjetiva

Aún así, el ojo humano es muy eficiente en detectar pequeñas diferencias de color entre dos objetos ⁴⁵.

1.2.3.2.- Métodos Objetivos

Los procesos de selección de color mediante sistemas instrumentales, pretenden ayudar a sustituir la sensación subjetiva del ojo humano para suministrar los datos reproducibles de forma exacta para la construcción y la fabricación de prótesis dentales. En los aparatos disponibles actualmente en el mercado se aplican diferentes principios de medición. Básicamente, en todos los aparatos de medición del color se emite luz y se mide su reflexión. Las mediciones duran menos de un segundo y no son perceptibles por el paciente. Hay aparatos que solo miden un punto y otros registran el diente a modo de imagen.

En las mediciones puntuales se requieren varias mediciones para registrar todo un diente.

En la medición de superficies se capta todo el diente en un solo registro. Por tanto la medición de superficies facilita al terapeuta de forma más sencilla los datos reproducibles y comunicables sobre la superficie dental ⁴⁶.

1.2.3.2.1- Espectrofotómetros

El espectrofotómetro dental es un aparato de medición que emite una luz definida y es capaz de medir la calidad y la cantidad de luz reflejada por un objeto y clasificarla en un grupo de colores. Esta cantidad de luz se clasifica en el espectro visible entre 380 y 720 nanómetros aproximadamente. La aplicación de un espectrofotómetro, para la reproducción cromática asistida por ordenador se ha hecho posible en el presente gracias a la evolución de la técnica de semiconductores. Los programas de software realizan la conversión de curvas espectrales a notación Munsell y CIELab.

Estos aparatos aportan el mayor número de datos de medición. Puede aportar más información que los aparatos RGB o un aparato de medición triestímulo. Es cierto que la mayoría de los aparatos triestímulo (colorímetros) suelen ser más imprecisos que los aparatos espectrales, pero el sentido de utilizar la medición espectral y sus ventajas prácticas dependen de cómo se utilicen.

Según Nuñez Díaz P. en el año 2007, definió el espectrofotómetro como 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 ⁴⁷.

En estos aparatos los colores se miden en el Sistema CIELab. No solo sirven para medir el color dental, sino que además los espectrofotómetros han sido ya utilizados para valorar la influencia óptica de diferentes aleaciones metálicas y porcelanas en las restauraciones ceramometálicas ⁴⁸, la efectividad de la protección con cemento de vidrio-ionómero modificado con resina ⁴⁹, o la influencia del pH y el tiempo en la degradación de los composites ⁵⁰.

El Vita Easyshade compact es un espectrofotómetro portátil e inalámbrico, con una especie de pistola de mano con fibra óptica. El orificio de salida de la pieza de mano se cubre con una lámina muy fina de poliuretano al contactar con la superficie dental.



Figura 18: Espectrofotómetro Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik)

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



Figura 19: Toma de color objetiva

1.3.- RESINAS COMPUESTAS

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. Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles⁵¹. En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales⁵².

A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente 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 desarrollo⁵³.

Sin embargo, no fue hasta el siglo XX cuando los clínicos dispusieron de materiales verdaderamente estéticos. En 1958 Bowen R.L. empezó a experimentar con resinas epóxicas y acrílicas, utilizando, además, partículas de relleno como refuerzo; éste trabajo⁵² culminó con el desarrollo de la molécula de dimetacrilato de diglicidileter de

bisfenol-A, comúnmente denominado Bis-GMA, base de las modernas resinas compuestas o composites, que supusieron el inicio de la Odontología Estética moderna.

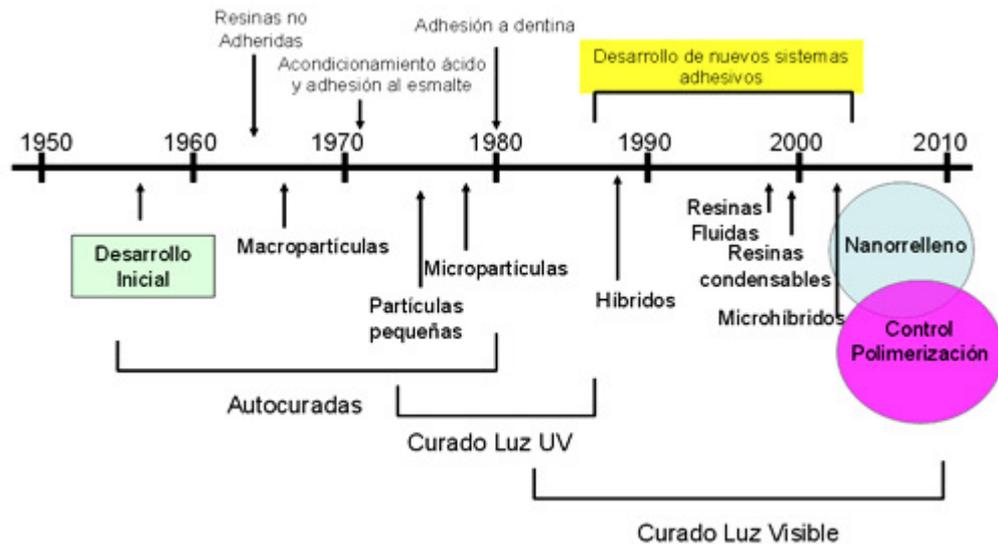


Figura 20: Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible (Adaptado de Bayne S. 2005) ⁵⁴

Un composite, por definición, es un material constituido por dos o más componentes, de forma que el material resultante posee unas propiedades que superan las de los componentes originales por separado. En general, las resinas compuestas están formadas por: una matriz orgánica o fase continua; una fase dispersa, de refuerzo o relleno inorgánico y una fase de enlace o agente de acoplamiento, que permite la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina 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) ⁵⁵. Además, suelen incorporar componentes que influyen en la polimerización (fotoactivadores/inhibidores), estética (colorantes), o en otras propiedades como la radiopacidad.

1.3.1.- Componentes de los composites actuales

1.3.1.1.- Matriz orgánica

Representa del 30 al 50% del volumen total del material y está constituida por monómeros que al reaccionar entre sí, forman macromoléculas denominadas

polímeros; el proceso de transformación de los monómeros en polímeros se denomina polimerización ⁵⁶. La matriz está compuesta por monómeros orgánicos disfuncionales. La mayoría de los composites comercializados en la actualidad contienen: dimetacrilato del diglicidileter de bisfenol-A (bis-GMA o matriz de Bowen), dimetacrilato de uretano (UDMA) o dimetacrilatos de uretano modificados. La molécula de bis-GMA es disfuncional, ya que en ambos extremos de la cadena se encuentran los dobles enlaces de los grupos metacrilato, a los que va ligada la capacidad de reticulación durante la polimerización. La presencia de dos ciclos aromáticos, confiere rigidez y resistencia mecánica; mientras que los radicales hidroxilos le confieren viscosidad por su facilidad para establecer uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno.

La resina bis-GMA es altamente viscosa a temperatura ambiente debido a su alto peso molecular. Se necesita, por tanto, diluirla en otros monómeros de bajo peso molecular como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA) ⁵⁷ con el fin de obtener una matriz de menor viscosidad, que permita incorporar mayor cantidad de relleno y facilite su manipulación en la clínica.

Como hemos visto la matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un per-compuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxi-etil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable, un sistema de estabilizadores o inhibidores, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo ⁵⁸.

Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y

su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de esta viscosidad.

1.3.1.2.- Relleno inorgánico

La incorporación del relleno inorgánico a la matriz, mejora las propiedades físicas y mecánicas del material desde un punto de vista mecánico y dimensional sin perder las ventajas propias aportadas por la matriz de resina.

Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica. De esta manera se consigue⁵⁹:

- Reducir 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.
- Aumentar la resistencia a la fractura.
- Actividad óptica del composite.
- Proporciona radiopacidad.
- Mejora la manipulación.
- Incrementa la estética

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio. En la actualidad, los rellenos más comunes son de cuarzo cristalino, sílice coloidal, sílice pirolítico, silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, vidrios de sílice con bario o estroncio, zirconio o fluoruro de iterbio.

Los primeros composites utilizaban sílice puro, pero debido a su dureza no se podían producir partículas de pequeño tamaño y, por tanto, su acabado y pulido final no eran buenos. Para obviar el problema de la dureza, se usaron silicatos de aluminio y litio.

Por otro lado, el cuarzo cristalino es radiolúcido; para evitar este inconveniente se añadieron metales pesados como el bario, zinc, boro e itrio que son radiopacos.

Se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista⁶⁰.

La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5% ⁶¹.

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material permiten, que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior.

No debemos dejar de señalar que el hecho de presentar un menor tamaño de partículas produce una menor contracción de polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspídea además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria ⁶².

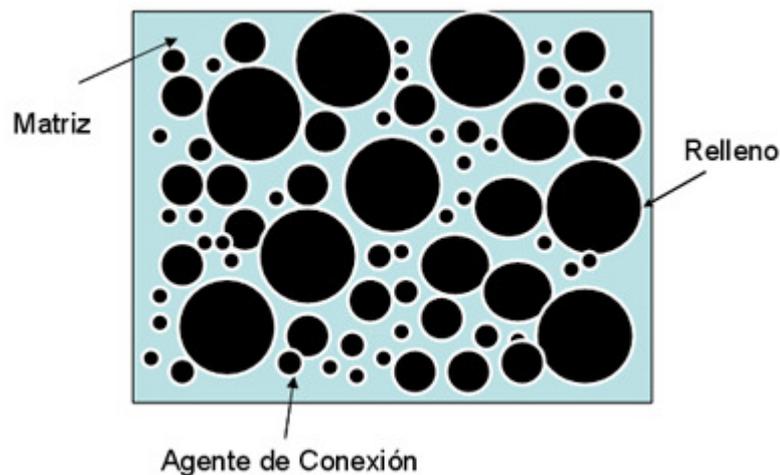


Figura 21: Componentes fundamentales de las resinas compuestas. Esquema general donde puede verse la matriz de resina, las partículas de relleno y el agente de unión⁶³.

Como inconvenientes hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se acompañan de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúe dentro de la longitud de onda de la luz visible (es decir, alrededor o por debajo de $1\mu\text{m}$), para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte.

En función de la composición de las resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso

terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizable, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macro relleno (partículas de 0,1 a 100 μ), micro relleno (partículas de 0,04 μ) y en composites híbridos (con rellenos de diferentes tamaños) ⁶⁴. Una clasificación más exhaustiva fue la Willems y cols., fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión ⁶⁵ (tabla 3).

Tipo de composite	Relleno
Densificados -De relleno medio Ultrafinos Finos -De relleno compacto >60% en volumen Ultrafinos Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m > 60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m
Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 μ m
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a los llamados composites de macorrelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Composites de uso industrial

Tabla 3: Clasificación combinada de los composites ⁶⁵

1.3.1.3.- Fase de enlace

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

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen ⁵² 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 ⁶⁶.

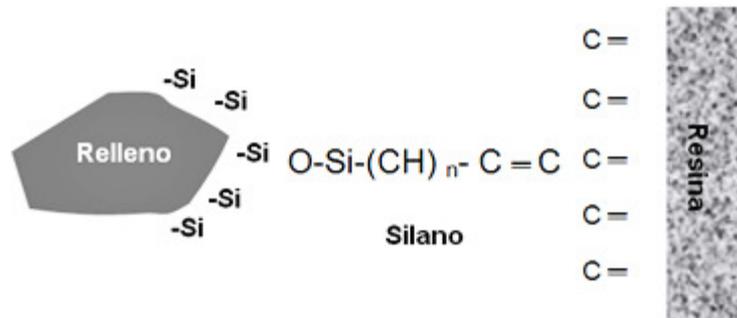


Figura 22: Agente de conexión silano ⁶³

1.3.1.4.- Otros componentes

Incluyen pequeñas cantidades de:

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

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

- Inhibidores, que evitan la polimerización prematura del material durante el almacenaje. Los más utilizados son la benzoquinona y la hidroquinona, así

como los derivados del fenol, como el P- 4 metoxifenol (PMP) y el butil-fenol triterciario (BHT).

- Por último, algunas resinas compuestas incorporan en sus formulaciones componentes encargados de dar las características de fluorescencia propias del tejido dentario. Así, la casa comercial Ivoclar-Vivadent tiene patentado el trifluoruro de iterbio que proporciona a los composites la característica de la fluorescencia, junto con la anteriormente mencionada capacidad de liberar flúor.

1.3.2.- Clasificación de las resinas compuestas

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales (Tabla 4):

1. **Resinas de macrorelleno o convencionales:** Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm ⁶⁷. Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación⁶⁸. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario⁶⁹. 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 desafortunadamente son menos estables que el cuarzo⁷⁰.

TIPO DE RESINA	TAMAÑO DEL RELLENO (μm)	MATERIAL DE RELLENO
Macrorelleno	10-40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 - 0.1	Sílice Coloidal
Híbrida	15-20 y 0.01 - 0.05	Vidrio y Sílice Coloidal
Híbridos Modernos	0.5 - 1 y 0.01- 0.05	Vidrio, Zirconio y Sílice Coloidal
Nanorelleno	< 0.01 (10 nm)	Sílice o Zirconio

Tabla 4: Principales tipo de tamaño y compuestos de relleno⁶³

2. **Resinas de microrelleno:** Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm ⁷¹. Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración⁷². Entre tanto, cuando se aplican en la

región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad ⁷³.

3. **Resinas híbridas:** Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología ⁷¹. 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, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia ^{74, 75, 76}.
4. **Híbridos Modernos:** Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 μm a 1.0 μm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez ⁷⁷.

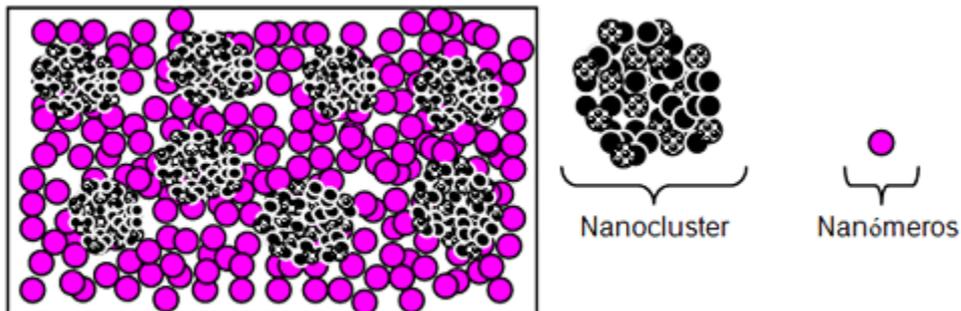


Figura 23: Esquema de la tecnología del nanorelleno A) Partículas nanométricas, B) Partículas nanoclusters, C) partículas híbridas. TPP Tamaño promedio de las partículas ⁶³.

5. **Resinas de Nanorelleno:** Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm ⁷². El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de

microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas 61. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.

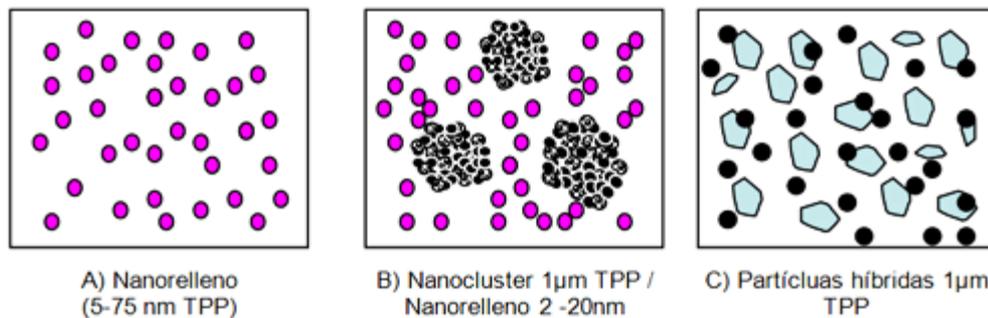


Figura 24: Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno ⁶³

1.3.3 Polimerización: Importancia y Fuentes

La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión. Los factores de los que depende el grado de conversión del composite se muestran en la tabla 5 ⁷⁸.

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 ⁵¹.

La industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite ⁷⁹.

En la actualidad existen diferentes fuentes para el fotoactivado de resinas compuestas: lámparas halógenas, lámparas de arco de plasma, luz láser y luz emitida por diodos

(LED). De todos ellos, las más utilizadas son las lámparas halógenas y las lámparas LED. Los LEDs son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LEDs en Odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los años 90. Las investigaciones han demostrado que a una intensidad de luz de 100 mW/cm², la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina es significativamente mejor con un LED al ser comparado con una lámpara halógena ⁵¹.

La potencia de las lámparas LED disponibles actualmente en el mercado es muy similar a la de las lámparas halógenas, en torno a los 755 mW/cm². Los estudios demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debida a la intensidad de luz, también se debe de tener en cuenta el nivel de absorción del sistema iniciador, esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización. La curva de absorción de la canforoquinona se extiende entre 360 a 520nm, con un máximo a 465nm. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización es por lo tanto entre 440 y 480nm. En las lámparas de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510nm; en contraste, el 95% del espectro emitido de los LEDs azules se sitúa entre 440 y 500nm, siendo la emisión máxima de un LED azul de 465nm, idéntica que el máximo de la canforoquinona; la probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la canforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena ⁷⁸.

Factor	Repercusión clínica
Tiempo de polimerización	Depende de: Color del composite, potencia de la lámpara, profundidad de la cavidad, espesor de la capa, estructuras dentales interpuestas, cantidad de relleno del composite
Color del composite	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5mm).
Temperatura	El composite a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez.
Espesor de la capa de composite	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Los composites microfinos polimerizan peor que los de mayor carga.
Distancia entre foco de luz y composite	Distancia óptima: <1 mm, con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm ² para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de composite en cavidades posteriores.
Contracción de polimerización	Depende de la cantidad de fase orgánica.

Tabla 5: Factores que influyen en la reacción de polimerización de las resinas compuestas ⁵¹.

1.3.3.1.- Eficacia de la reacción de polimerización. Grado de Conversión (GC)

El grado de conversión es el porcentaje de monómero que se integra en las cadenas de polímero. Las cualidades físicas, las propiedades mecánicas, las biológicas y las ópticas y, en definitiva, el comportamiento clínico del material dependen muy directamente del grado de conversión. Lo ideal sería que durante la polimerización todos los monómeros se integraran en el polímero. Sin embargo, el GC de las resinas de uso habitual en Odontología es relativamente bajo; todos los polímeros de metacrilato tienen una considerable instauración residual en el producto final, con un rango de GC que varía entre un 55-75% para unas condiciones de irradiación convencionales⁸⁰. No obstante, es preciso señalar que a pesar de estos bajos niveles de conversión, sólo un 10% de los grupos metacrilato que permanecen sin reaccionar en el composite son extraíbles, ya que la mayoría de ellos quedan atrapados en las redes poliméricas del material⁸¹.

Vamos a desarollar más en profundidad los factores que hacen referencia al material y a la fuente de luz.

1.3.3.2.- Factores que dependen del material

A) Espesor de la capa de composite: La capa más externa del composite suele recibir suficientes fotones y adquiere unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el composite se produce una atenuación debida a los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Se ha establecido experimentalmente que las resinas compuestas están adecuadamente polimerizadas, cuando el gradiente de dureza entre superficie-profundidad no excede el 10-20% (el valor del gradiente de dureza debe estar alrededor del 0,8 o mayor)⁸² y esto se consigue con capas de composite que no excedan los 2 mm de espesor, lo que se corresponde con el grosor de los incrementos que clásicamente se aconsejan para la obturación de las preparaciones cavitarias⁸³.

B) Color del composite: Los pigmentos que incorporan los composites para conseguir las diferentes tonalidades de los dientes pueden ser un impedimento para el paso de luz. En general, se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los más claros. Pero, según parece, lo que realmente determina el grado de conversión y la profundidad de curado es la translucidez del composite y no tanto el color del mismo⁸⁴.

C) Tipo de relleno: A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización, ya que la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Los composites de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener más cantidad de resina) presentan, por tanto, una mayor dificultad de polimerización que los híbridos y, por ello, será necesario, para valores iguales de irradiancia, aumentar el tiempo de exposición ⁸⁵. Se ha comprobado que cuando las partículas de relleno tienen un diámetro igual a la mitad de la longitud de onda de la luz emitida, la dispersión es máxima y la profundidad de polimerización menor. Así, cuando la longitud de onda se sitúa entre 450-500 nm (0,045-0,050 μ), la dispersión será máxima cuando las partículas presenten un tamaño de unas 0,025 μ . Sin embargo, cuando las partículas tengan un tamaño mayor a la longitud de onda la dispersión será menor (composites de macrorrelleno e híbridos).

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

E) Concentración del iniciador: La cantidad en la que se encuentra el iniciador debe ser la óptima para que la reacción pueda producirse en su totalidad ⁸⁶. La concentración a que se encuentra normalmente la canforoquinona varía entre el 0.15 y 1% M/M y el agente reductor (amina terciaria) se encuentra en una concentración que varía entre el 0.1 y 1.4% M/M ⁸⁷.

1.3.3.3.- Factores que dependen de la fuente de luz

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

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

Los fotoiniciadores incorporados a los materiales restauradores se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda: la canforoquinona (CQ) entre 450 y 490 nm, con un pico en los 468 nm; la fenilpropandiona (PPD) entre 400 y 450 nm, con un pico en los 410 nm y la lucerina (LU) entre 350 y 420 nm con un

pico en los 400nm. Estos intervalos de emisión se corresponden con la zona de los azules.

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

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

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

C) Tiempo de exposición: La cantidad de energía total que recibe un composite no sólo depende de la irradiancia de la fuente utilizada sino también del tiempo durante el cual se produzca la emisión. Se ha determinado experimentalmente que para asegurar un curado efectivo se necesitan al menos 500 mW/cm^2 durante 30 segundos o 600 mW/cm^2 durante 20 segundos; así mismo, se ha demostrado que con 200 mW/cm^2 no es posible polimerizar adecuadamente una capa de 2 mm de composite, a pesar de alargar el tiempo de exposición⁸⁸. La cantidad de energía que recibe el material sufre un descenso progresivo conforme la luz penetra en el composite debido a la absorción de fotones por las capas de composite más superficiales y por la dispersión y reflexión de los que atraviesan el material⁸⁹. Por este motivo, se recomienda que no debieran superarse los 2mm de espesor de capa, independientemente del tipo de lámpara, de su irradiancia o del tiempo de exposición aplicado.

D) Distancia de la ventana de salida de la lámpara a la superficie del material: La luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia y su efectividad también se reduce en función del coseno del ángulo de incidencia. Por tanto, la distancia debe ser

lo más cercana posible al material. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1mm y mantenerla perpendicular a la superficie del composite.

1.3.3.4.- Tipos de unidades de polimerización

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

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

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

B) Lámparas de diodos: Utilizan como fuente de iluminación los V-LED (visiblelight emitting diodes). Los V-LED, son fuentes de luz de tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo radiación electromagnética en forma de luz visible. Los utilizados en Odontología emiten una luz azul de 450-480 nm, con un pico en los 470nm.

En función de su irradiancia podemos clasificarlas en:

- 1) Lámparas de diodos convencionales: irradiancia entorno a 400 mW/cm².
- 2) Lámparas de diodos de alta irradiancia, entorno a los 1000-1200 mW/cm².

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por los LED tiene un estrecho espectro. Consecuentemente, este método es mucho más eficiente para convertir la energía eléctrica en luz azul. Las ventajas que presentan son: la microelectrónica permite fabricar dispositivos más pequeños; no necesitan filtros; las

de baja radiancia no necesitan ventilador; bajo consumo eléctrico (permite utilizar baterías) y tienen larga duración sin pérdida de intensidad con el uso. Entre las desventajas se encuentran su estrecho espectro de emisión que sólo permite polimerizar adecuadamente los materiales que contengan CQ como fotoiniciador y el tener una baja efectividad para polimerizar colores oscuros de algunos composites de microrrelleno ⁹⁰; así mismo, tienen un alto coste y existe experiencia clínica muy limitada a largo plazo.

A large, stylized, light gray number '2' is positioned in the lower right quadrant of the page. It has a thick, rounded stroke and a decorative flourish at the top.

CAPÍTULO

JUSTIFICACIÓN

2.- JUSTIFICACIÓN

Se sabe, que actualmente la estética dental es una rama de la odontología en auge. La Odontología estética se encarga sobretodo de mejorar la estética dental de los pacientes, sin olvidar la parte funcional que toda restauración conlleva.

Durante mucho años, el único material restaurador que existía era la amalgama de plata, conocida por los pacientes como los "empastes negros". La amalgama de plata como material de obturación posee unas propiedades mecánicas y físicas excelentes. Además sus buenos resultados a lo largo del tiempo ya han sido demostrados. ¿Cuál fue el principal motivo para que los autores investigasen hacia un material restaurador diferente?. Está claro, la amalgama de plata ofrece un color gris metálico debido a las diferentes aleaciones metálicas de su composición. Esa fue la razón de que las resinas compuestas, desplazasen a la amalgama en la Odontología convencional. Las resinas compuestas ofrecen la ventaja de que su color es similar al del diente, pero también poseen inconvenientes notables, deben de utilizar sistemas adhesivos adecuados para su íntima unión con el diente, son materiales que contraen y cambian de color al polimerizar. Tampoco podemos olvidar que las resinas compuestas cambian de color con el paso del tiempo, y se ve muy afectada la estabilidad cromática en boca por los hábitos del paciente, si toma bebidas con colorantes, fumador, consumidor habitual de café, vino tinto, coca-cola, incluso con los enjuagues de clorhexidina.

Concretamente, desde el año 2000 se han introducido en el mercado nuevos sistemas de resinas compuestas para restauración específicamente diseñadas para alcanzar una excelencia estética en las obturaciones realizadas en la clínica que, hasta entonces, estaba reservada a las cerámicas dentales. En su diseño y desarrollo se tuvo especialmente en cuenta el poder alcanzar las propiedades ópticas de éstas, sobre todo, en cuanto a color y translucidez. Dada su reciente aparición, varios son los trabajos que abordan el estudio del color de los nuevos sistemas de restauración de resinas compuestas y los factores que influyen en él.

El éxito clínico final no sólo depende de las características del propio material sino de una serie de factores relacionados con las condiciones de su manipulación clínica, entre las que destacan las relacionadas con la fuente de luz utilizada o con cómo se lleva a cabo la colocación del material (técnica de multicapas).

Debido a que estos cambios de color pueden afectar negativamente a la sonrisa del paciente, a la estética dental, incluso puede provocar, inseguridad en las relaciones sociales, .nos hemos planteado este estudio in vitro.

Con la finalidad de conocer cuál es el comportamiento de las resinas compuestas, valorando sus cambios de color y si estos cambios de color son perceptibles para el ojo humano y si son aceptables clínicamente.

CAPÍTULO

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

En el presente estudio in vivo se planteó la siguiente hipótesis:

- No existen diferencias en el color de los composites dentales estudiados a los largo del tiempo en distintos medios de almacenamiento.

Para el estudio in vitro hemos definido los siguientes objetivos:

1. Conocer si existe una buena estandarización de los colores (A-2, A-3, B-2, B-3) en distintas marcas comerciales (Gaenial, Venus Diamond, Esthet X, Empress).
2. Saber como se ven influidas las coordenadas de color de los colores A-2, A-3, B-2, B-3 tras la polimerización con una lámpara LED y si dichos cambios de color son similares en las distintas composiciones de los composites dentales.
3. Comparar los cambios de color de las resinas dentales con el medio control suero fisiológico, con el medio de almacenamiento Coca-Cola.
4. Estudiar como afectan los diferentes períodos de tiempo estudiados en las coordenadas de color y la influencia que provoca en el color resultante.
5. Comparación de las fórmulas euclídea y CIEDE2000 para medir la diferencia de color.
6. Evaluación de la concordancia entre los resultados aportados por la fórmula euclídea de diferencia de color y la fórmula ciede2000.

CAPÍTULO

MATERIAL Y MÉTODO



4.- MATERIAL Y MÉTODO

Se presentan, dentro de este capítulo, tres tipos de subepígrafes para conseguir profundizar en el estudio y análisis de los contenidos.

En el primer subepígrafe se recoge una descripción de las condiciones y las características de la muestra en la que se ha llevado a cabo la recogida de datos e información. En el segundo subepígrafe, se describen los materiales odontológicos del trabajo de laboratorio, los dispositivos de medida y las condiciones experimentales del registro del color dental. Y, en el tercer subepígrafe, se narra el método utilizado para la medición, y se describen las fórmulas de diferencias de color sistemas CIELab y CIEDE2000.

4.1.- MATERIAL

A continuación se detallan los materiales empleados en este trabajo.

- Espectrofotómetro dental: Easyshade Compact (Vita-Zahnfabrik)
- Lámpara de polimerizar BluePhase (Ivoclar-Vivadent)
- Cámara fotográfica Nikon D100 y Objetivo Macro para ilustrar el proyecto
- Cartulina gris
- Instrumento plástico
- Tiras de Acetato
- Planchas de acrílico de 2mm de grosor perforadas
- Lotes de resinas compuestas, colores (A-21, A-3, B-2, B-3) aportadas por las casa comerciales: Heraeus Kulzer, Ivoclar-Vivadent, Dentsply-Detrey, Gaenial.
- Medio de conservación: suero fisiológico, cocacola.
- Iluminación del Laboratorio

4.1.1.- Portamuestra

El espesor se mantiene fijo en todas las pastillas de material. Por este motivo, se prepararon portamuestras que permitieran preparar “pastillas” de material de un espesor de 2mm. Se realizaron perforaciones con un sacabocados de 7mm de diámetro en una plancha de acetato de 2mm de grosor. En este pocillo se situaría posteriormente el material.

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

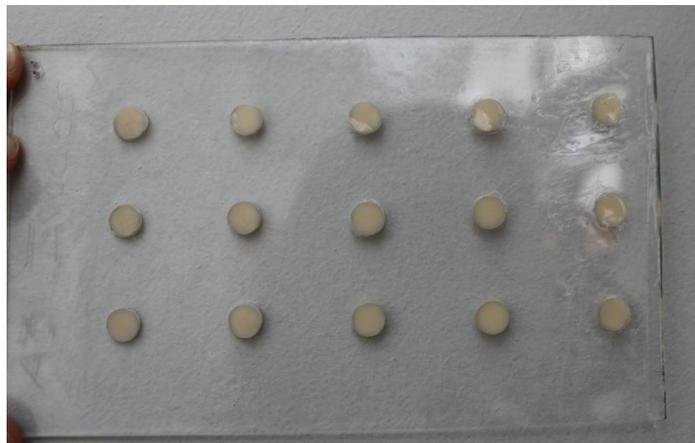


Figura 25: Portamuestras rellenos con discos de composites

4.1.2.-Operador

Un mismo operador ha sido el encargado de realizar las mediciones espectrales en todas y cada una de las muestras empleadas, así como de la manipulación del material.

4.1.3.-Resinas Dentales

Se utilizaron en este estudio cuatro marcas de composites dentales, que aportaron de forma desinteresada las correspondientes casas comerciales.

Los composites utilizados fueron Venus Diamond (Heraus Kulzer), Esthet-X (dentsply-Detrey), G-aeniol (GC, Tokio, Japón) y Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent). Cada casa comercial aportó los colores: A-2, A-3, B-2 y B-3.

	SUERO	COLOR
MARCA	Gaenial	A2
		A3
		B2
		B3
	Empress	A2
		A3
		B2
	Venus	A2
		A3
		B2
		B3
	Esthet X	A2
A3		
	COCA-COLA	COLOR
MARCA	Gaenial	A2
		A3
	Empress	A3
		B2
	Venus	A2
		A3

Tabla 6:Tabla resumen de colores, marcas comerciales y medios de conservación empleados

Por cada color y marca se midieron 30 pastillas, de tal forma que tenemos una muestra formada por 570 pocillos. Cada pocillo fue medido tres veces, en cada momento temporal.



Figura 26-:Distintas marcas de resinas compuestas utilizadas en este estudio. Venus Diamond (Heraeus Kulzer), Esthet-X (Dentsply-Detrey), G-aenial (GC, Tokio, Japón) y Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent).

4.1.4.- Fuente de luz ambiental

La iluminación del laboratorio donde se tomaron los registros cumplía una serie de características:

- Tubos fluorescentes de luz de día TDL 90/65 Delux (6.500^º K).
- Intensidad de luz de 1.200 a 1500 luxes.

Es decir, tubos de luz natural o luz del día que son fuentes fluorescentes de luz corregida que ofrecen temperaturas de color de 5.500^º a 6.500^º K y que se conocen comúnmente como D65.

4.1.5.- Espectrofotómetro: Easyshade Compact® (Vita-Zahnfabrik)

El espectrofotómetro Easyshade compact® de la casa Vita (nº de serie: H20394), es un espectrofotómetro digital integrado igualmente por un terminal con una fuente de luz con pantalla inalámbrico que incorpora una punta lectora, que mide el color del diente en el diámetro donde se coloca dicha punta.

Presenta varias alternativas de utilización:

- Medición del color en el tercio medio de un diente natural.
- Medición del color representativo de los tres tercios del diente.
- Comprobación del color de las restauraciones protésicas.
- Comprobación de las tablillas de las guías.

Particularmente para este estudio solo se utilizó el modo de medición del color en el tercio medio del diente.

En el año 2008, aparece en el mercado un nuevo espectrofotómetro de la casa comercial Vita-Zahnfabrik: Easyshade Compact, inalámbrico, que proporciona unos resultados de medición claros en tan sólo unos segundos, de manera inapreciable por parte del paciente ⁹¹.

DATOS TÉCNICOS VITA EASYSHADE COMPACT	
ALTURA/ANCHURA/PROFUNDIDAD	15,9 cm/17,2 cm/10,8 cm
PESO	511 g
BATERÍA	Batería recargable de ión-litio
FUENTE DE LUZ	LED blanco de alta potencia
CONEXIÓN	Utilizar exclusivamente con la fuente de alimentación autorizada VITA, ref. D46002
CLASIFICACIONES	UL 60601-1 Aparato de clase II Grado de protección tipo B IPXO Este apartado no está indicado para el uso con aplicación de narcótico inflamable con aire o gas de la risa
INTERVALO DE TEMPERATURA	De 15 °C a 40 °C

Tabla 7: Datos técnicos Espectrofotómetro Easyshade Compact

Según instrucciones del fabricante, la punta lectora (5 mm de diámetro) debe colocarse en contacto directo con la superficie a medir; siempre protegiendo la punta lectora con el capuchón higiénico.

Ésta punta lectora contiene 19 fibras ópticas de 1mm de diámetro, el anillo externo lo forman 12 paquetes de fibras y es utilizado para iluminar los 5 mm de diámetro (de 0° a 30°).

Según aparece en el prospecto on line de la casa comercial Vita-Zahnfabrik, el espectrofotómetro Vita Easyshade Compact permite determinar de forma rápida y unívoca el color dental, así como verificarlo en restauraciones. Este ligero aparato, inalámbrico y móvil, es muy fácil de usar y muestra el color dental exacto de forma segura en sólo unos segundos. Su elevada precisión de medición de los colores del Vita System 3D-Master y Vita classical A1–D4 se debe al sistema espectrofotométrico utilizado, que constituye la base para obtener un resultado perfecto.

Según la casa comercial cuenta con las siguientes ventajas⁹¹:

- Toma de color rápida y objetiva.
- Buena visibilidad del punto de medición en el diente.
- Coordinación perfecta con los colores Vita classical A1–D4 y 3D Master.
- Independiente de la iluminación y del usuario.
- Ligero aparato compacto, inalámbrico (batería) y móvil.
- Control de calidad mediante la verificación de las restauraciones.

- Posibilidad de guardar 25 tomas de color.
- Software de comunicación del color para PC.
- Prolongada vida útil gracias a la moderna tecnología LED.

Antes de cada uno de los registros el espectrofotómetro debe ser sometido a dos consideraciones:

- Colocación sobre la punta lectora de un capuchón de acetato.
- Calibración en el dispositivo que se encuentra en la base. Tendremos la certeza de que esto ocurre cuando se escucha varios pitidos agudos.

Debemos de señalar que el espectrofotómetro utilizado para este estudio ha sido sometido previamente a un test de validación. Este test consiste en medir un incisivo central superior extraído donde cinco operadores registran en cinco días distintos sus coordenadas de color en el sistema CIELab, y se comprueba la homogeneidad de resultados del mismo.



Figura 27: Punta lectora del espectrofotómetro Easyshade compact (Vita-Zahnfabrik)

4.1.6.- Lámpara de polimerizar LED Bluephase ®

Es una lámpara LED que permite trabajar a alta irradiancia mediante programas establecidos. Emite dentro del rango visible, concretamente entre 430-490nm. Su potencia es de 8W y la irradiancia según el fabricante es de $1100\text{nW}/\text{cm}^2 \pm 10\%$. Incluye un radiómetro que permite la monitorización de su rendimiento.

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

- a) HIP (High Power): Irradiancia de 1100nW/cm² constante, se ajusta el tiempo de irradiación en intervalos de 10 segundos.
- b) LOP (Low Power): Irradiancia de 650mW/cm², baja intensidad constante durante 10 o 20 segundos.
- c) SOF (Soft Power): en este programa el dispositivo incrementa progresivamente su irradiancia.

Durante este trabajo únicamente se utilizó el programa "HIP" de irradiancia constante.

Ventajas y características especiales

La nueva bluephase se caracteriza por las siguientes propiedades:

La nueva bluephase es la primera lámpara de polimerización de alto rendimiento para un uso ilimitado en la clínica dental. Gracias a que está indicada para cualquier situación clínica, la lámpara LED de alto rendimiento se utiliza para la rápida polimerización de materiales dentales fotopolimerizables en la franja de longitud de onda de 380 – 515 nm. Cualquier material, cualquier tiempo y cualquier indicación – solo esta combinación le da al clínico “licencia para fraguar”.



Figura 28: Lámpara de polimerizar BluePhase® (Ivoclar-Vivadent)

Cualquier material gracias a la LED poliwave

La habilidad de polimerizar todos los materiales dentales dependen de la luz generada.

Hasta la fecha, las lámparas LED convencionales no han estado indicadas para el uso universal debido a la estrecho espectro de emisión. Al igual que las lámpara halógenas, la innovadora bluephase consigue un amplio espectro de luz de 380 a 515 nm. Con la especialmente desarrollada LED poliwave, la lámpara bluephase es apropiada para cualquier iniciador de luz y así su uso no tiene restricciones.

Cualquier indicación gracias a un enfriamiento continuo Gracias al ventilador integrado virtualmente silencioso, la lámpara bluephase se puede utilizar durante un período de tiempo sin límite para polimerizar todas las indicaciones.

Permite evitar interrupciones desagradables o tener que esperar durante minutos en cualquier momento. bluephase se puede utilizar para extensos procesos de cementación que implican restauraciones de múltiples unidades, incluyendo la colocación consecutiva de hasta 10 carillas.

DATOS TÉCNICOS	
BLUEPHASE ® (Ivoclar-Vivadent)	
Pieza de Mano	
Rango de longitud de onda	380-515nm
Intensidad IUmínica	1200m/W/cm ² ±10%
Fuente de luz	LED poliwave
Dimensiones	LxAnxAl= 260x42x120mm
Peso	254g
Suministro eléctrico	Bateia (3.7VDC) o pack de fuerza (5VDC)
Bateria	
Tipo	Bateria de polímero de Litio
Capacidad (tiempo de polimerización)	aprox. 60 min
Tiempo de carga	aprox. 2 h
Base de Carga	
Suministro eléctrico	100-240VAc/ 50-60hZ/MAX.0.4A
Dimensiones	LxAnxAl= 205x150x85mm
Peso	250g

Tabla 8: Datos técnicos de la unidad de polimerización BluePhase.

En cualquier momento gracias Clic & Cure

Un diseño inalámbrico basado en la tecnología punta de las baterías de polímero de litio ofrece lo último en movilidad. La lámpara se puede utilizar donde quiera que se necesite gracias a la rápida función Click & Cure. La pieza de mano se puede conectar con el cable eléctrico a la base de carga para permitir un funcionamiento continuo – no importa si la batería está descargada.

Características del producto:

4.1.7.2.- Coca-Cola®

El medio de mantenimiento Coca-Cola parece en la imagen inferior y se utilizó como medio de conservación.



Figura 30: Coca-Cola® empleado en la conservación de las muestras

4.1.8.- Cámara Fotográfica

Se utilizaron dos cámaras fotográficas para ilustrar este trabajo.

4.1.8.1.- Nikon D100,

Es una cámara tipo réflex, un modelo de la gama SLR de Nikon. Algunas de sus señas de identidad son su sensor de 6.3 megapíxeles y su monitor LCD de 1.8 pulgadas, tamaño de sensor óptico 15,6x23,7 mm, velocidad máxima de obturador 1/4000 segundos.

Flash Nikon SB-29: Señalaremos las características más importantes, cobertura de flash de 20mm (flash módulos establecidos en horizontal), 24 mm (flash módulos establecidos verticalmente). Construido en el reductor de luz que ajusta la relación entre el brillo del flash de la derecha del módulo para el de la izquierda (o viceversa) a 1:4.

Objetivo AF Micro Nikon 105mm 1:2.8D de la marca Nikon, cuenta con una serie de especificaciones, la primera lente con macro del mundo equipada con VR. VR II ofrece la estabilidad equivalente a una velocidad de disparo 4 stops más rápida.



Figura 31: Cámara Fotográfica Nikon

SWM (Silent Wave Motor) permite un enfoque automático silencioso con rapidez y adecuado cambio entre autoenfoco y manual.

Un cristal con elemento ED que minimiza la aberración cromática.

La capa de Nano Cristal reduce drásticamente los destellos asegurando un detalle nítido e imágenes claras.

IF (Internal Focusing) diseñado para una distancia focal fija y el elemento frontal no giratorio permite el uso de filtros redondos polarizados y accesorios de flash que se montan en el objetivo.

Opciones de enfoque - Automático con prioridad al manual o Manual solamente.

El diafragma redondeado de 9 cortinillas hace que los elementos que están fuera de foco se mezclen fácilmente con los fondos naturales.

Rosca para filtros de 62mm de diámetro (no-giratorio).

4.1.8.2.- Cámara fotográfica Sony Cyber-shot DSC-W180

Es una cámara fotográfica digital compacta con las siguientes características técnicas principales:

- 10.1 Mega píxel.
- 3 x Zoom Óptico.
- Alta sensibilidad: ISO3200.
- 2,7 pulgadas de pantalla LCD.

4.1.9.- Cartulina gris neutra

Se considera que el color gris claro neutro es el color de fondo ideal para la determinación del color. Por eso todos los datos se ha recogido mantenimiento fijo este color de entorno.

4.1.10.- Descripción de las resinas compuestas utilizadas

4.1.10.1.-Tetric EvoCeram

El sistema de códigos de color basado en A-D probado y testado ha sido llevado a las nuevas jeringas y cavifils. Además Tetric EvoCeram ahora también está disponible en los colores A2 Dentina, B1 y D2.

Tetric EvoCeram es un composite universal, nano híbrido, fotopolimerizable para la creación de restauraciones habituales de alta calidad en la región anterior y posterior. Los nanorellenos inferiores a 550 nm son de menor tamaño que la luz visible, como consecuencia la luz puede pasar a través del composite que imita al esmalte. Los rellenos en Tetric EvoCeram son: nanorellenos híbridos son de 700 a 400 nm, prepolimeros, fluoruro de iterbio, óxido mixto esférico. Con los nanopigmentos y el monómero presentan los mismos índices de refracción de la luz.

Beneficios:

- Polimerización bajo demanda (POD) Un largo periodo de manejo clínico combinado con un corto periodo de polimerización
- Mimetismo natural: índice de luz coordinado entre los rellenos, la matriz de monómero y los nano-pigmentos cromáticos
- Rendimiento clínico probado: más de 85.000.000 restauraciones Tetric EvoCeram en todo el mundo

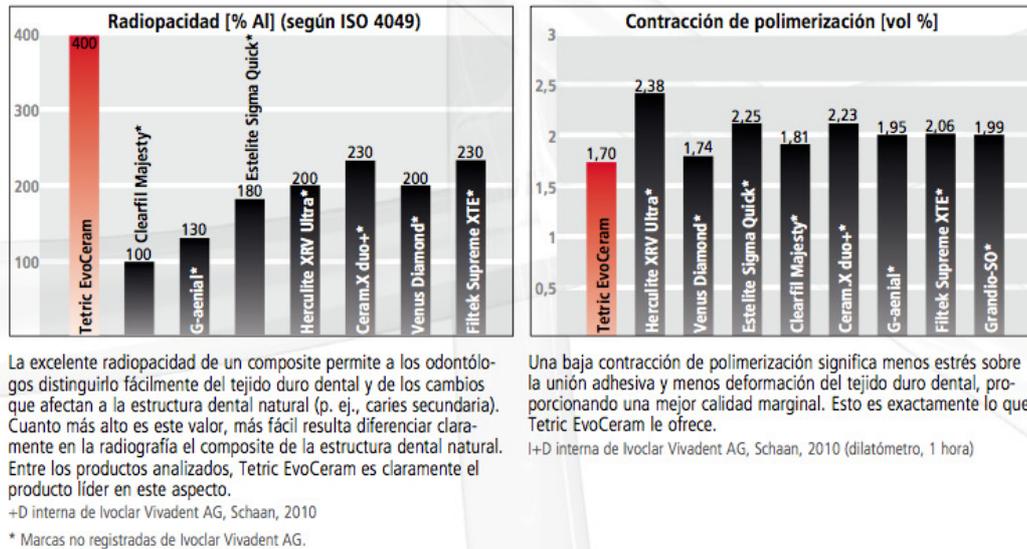


Figura 32: Estudios publicados sobre Tetric EvoCeram por Ivoclar-Vivadent®

4.1.10.2.- Esthet-X

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

El sistema ofrece una gama de 31 tonos y 3 opacidades, (Opaco, Cuerpo o "Body" y Esmalte). Esta presentación permite la estratificación, es decir la colocación sucesiva de capas de material respondiendo a la filosofía de reponer cada zona dentaria (de dentro a fuera) con el material que se asemeje en cuanto a sus cualidades ópticas en general, al tejido al que reemplaza. Para el presente estudio se han utilizado los colores cuerpo A-2, A-3, B-2, B-3.

4.1.10.3.-Venus Diamond

Es un composite universal nanohíbrido fotopolimerizable de base híbrida con partículas finísimas, baja contracción y elevada dureza. Resulta ideal para elaborar de forma rápida, sencilla y fiable restauraciones altamente estéticas en dientes

anteriores y posteriores. Su gama cromática abarca 27 colores. Además de los colores estándar adaptados a la guía de colores VITA® también están disponibles colores especiales y tonos muy claros (Super Bleach) para el tratamiento de dientes blanqueados. Una guía de colores de 2 capas fabricada con material original facilita enormemente la selección del color adecuado. Gracias a la «Color Adaptive Matrix», las restauraciones con Venus se adaptan perfectamente a los tejidos duros dentales circundantes. Además, Venus convence por sus óptimas características físicas: resulta muy fácil de manipular y es muy resistente a la abrasión.

Ventajas:

- Color Adaptive Matrix: adaptación perfecta a los tejidos duros dentarios circundantes
- Elaboración de restauraciones de aspecto natural
- Guía de colores de 2 capas para facilitar la selección precisa del color
- Variedad de colores para adaptarse a cualquier deseo
- 2 colores intermedios: HKA2,5 y HKA5
- Excelente manipulación
- Resistencia y brillo duraderos
- Restauraciones estéticas de gran durabilidad en dientes anteriores y posteriores



Figura 33: Cuatro colores empleados de la marca Venus Diamond® (Heraeus-Kulzer, Germany)

PRODUCTO	FABRICANTE	COLOR	TIPO	COMPOSICION			
				MATRIZ	RELLENOS	TAMAÑO PARTÍCULA	CARGA DE RELLENO
Gaenial	GC Europe	A3, A2, B2, B3		Metacrilatos	Fluoramoiosilicatos silice	superior a 100nm	
Empress	Ivoclar-Vivadent	A3, A2, B2	nanohibrido	dimetacrilatos	vidrio de bario trifluoruro de iterbo óxidos mixtos, dióxido de silicio y copolímeros	entre 40 nm y 3000nm tamaño medio de partícula 550nm.	75-79% en peso 52-59% en volumen
Venus	Heraeus- Kulzer	A3, A2, B2, B3	nanohibrido	TCD-DI-HEA UDMA	Barium Aluminium Fluoride glass SiO2 nanoparticles	5 nm-20 µm	wt. 80-82 % (63,5-65,1 %-vol)

Tabla 9-: Resumen de la composición de los composites empleados.

4.1.10.4.-G-aenial Anterior

Es un composite fotopolimerizable, radiopaco con microrelleno híbrido. Incluye dos tipos de rellenos que contribuyen a su efecto camaleónico y su bajo módulo de contracción. Este composite utiliza una combinación de canforoquinona y amina como catalizadores; en su composición no se encuentra el BIS-GMA y su matriz consiste en una mezcla de UDMA y comonómeros de dimetacrilato.

Colores utilizados para el estudio: se seleccionaron los colores A2, A3, B2 y B3 de cada uno de los distintos composites empleados.

4.2.- MÉTODO

4.2.1- Descripción de la toma de los registros de color sobre las muestras

El proceso que detallaremos a continuación, ha sido realizado únicamente con los materiales detallados previamente.

Con el instrumento plástico se condensa el composite a estudiar en el pocillo del portamuestras correspondiente, siguiendo en todo momento las instrucciones de manipulación descritas por el fabricante. La condensación del material se realizaba colocando el portamuestras sobre un portaobjetos y, para evitar que las resinas se adhieran a la superficie y conseguir que la superficie inferior del cilindro de material tuvieran un adecuado, la condensación se realizó interponiendo entre ambos para tira de acetato.

Tras rellenar el pocillo, se colocaba otra sobre la superficie superior, y sobre ésta otro portaobjetos. Mediante presión se elimina el exceso de material y tras colocar de nuevo la tira de acetato la muestra ya estaba lista.

Antes de proceder a medir el color sin polimerizar la muestra, con la lámpara BluePhase (Ivoclar-Vivadent) se retiraban las portar superiores e inferiores, manteniendo las tiras de acetato ya que se ha demostrado que su presencia no afecta a la medida del color de la muestra. Esta técnica asegura un acabado superficial del material homogéneo que no interfiere con los resultados de la medida del color.

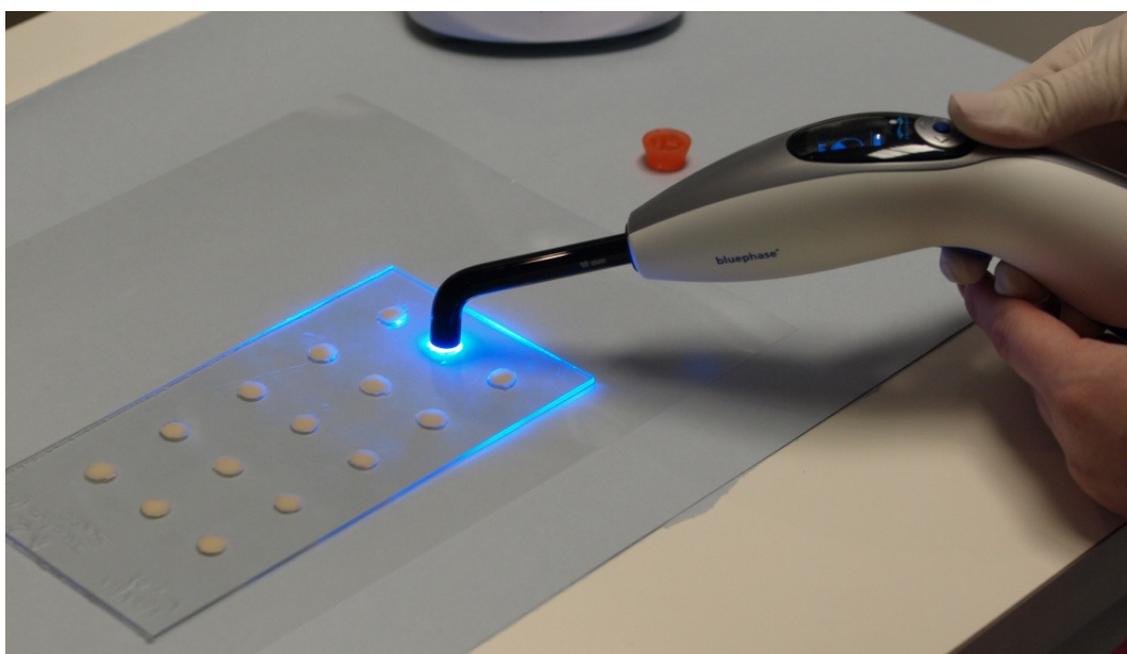


Figura 34: Polimerización con lámpara LED Bluephase

Un vez medido el color pre-polimerización, a continuación se fotoactiva con la lámpara BluePhase, colocando el tip de aplicación directamente en contacto con la lámina de acetato que cubría la superficie superior de la muestra, durante el tiempo recomendado por el fabricante 20 segundos en el modo High Power (HIP).

Tras el fraguado, se volvía a medir el color de la muestra post-polimerización, de la misma manera que se había realizado antes del fraguado. Después de esta medida las muestras se almacenaban en el medio correspondiente, suero fisiológico (control) y Coca-Cola®. Se siguió la norma ISO (International Standard Organisation) a temperatura ambiente de $23\pm 2^{\circ}\text{C}$. Todas las muestras fueron almacenadas en la

oscuridad y sus registros se tomaron bajo tubos de luz fluorescente TLD95/65 y con fondo gris neutro.

TIEMPO	t1	antes de polimerizar
	t2	después de polimerizar
	t3	24 horas después de polimerizar
	t4	1 semanas después de polimerizar
	t5	4 semanas después de polimerizar
	t6	12 semanas después de polimerizar

Tabla 10: *Tiempos establecidos de medida*

El protocolo de actuación se sintetizó de la siguiente manera para sistematizar al máximo el proceso de manipulación de las muestras.

1. Identificar el formulario de recogida de datos completando cada una de las casillas dispuestas para su perfecta identificación. Lote de los composites.
2. Rellenar cada pocillo con el composite dental seleccionado en cada caso con el instrumento plástico y con la matriz de acetato para regularizar la superficie. 30 pocillos para cada color/medio
3. Calibrar y proteger la punta del espectrofotómetro Easyshade Compact®⁹¹
4. Medir el color dental de la superficie de la muestra de composite como si fuera un diente natural (modo "Single Teeth") y anotar sus coordenadas ordinales y polares (L, C, h a y b) (tres medidas por pocillo)
5. Polimerizar la muestra con la lámpara LED BluePhase a alta potencia durante 20 segundos
6. Calibrar de nuevo la lámpara después de cada 3 mediciones
7. Volver a medir el color dental de la superficie de la muestra en modo "Single Teeth" y anotar sus coordenadas de color (tres medidas por pocillo)
8. Sumergir en el medio de mantenimiento correspondiente (suero fisiológico, Coca-Cola) a una temperatura de $23^{\circ}\text{C}\pm 2$
9. Nueva medición a las 24 horas, a los 7 días, a los 30 días, a los 90 días, previo lavado en agua de la misma (sin secar) para eliminar todos los posibles restos, renovando el medio de conservación cada semana.

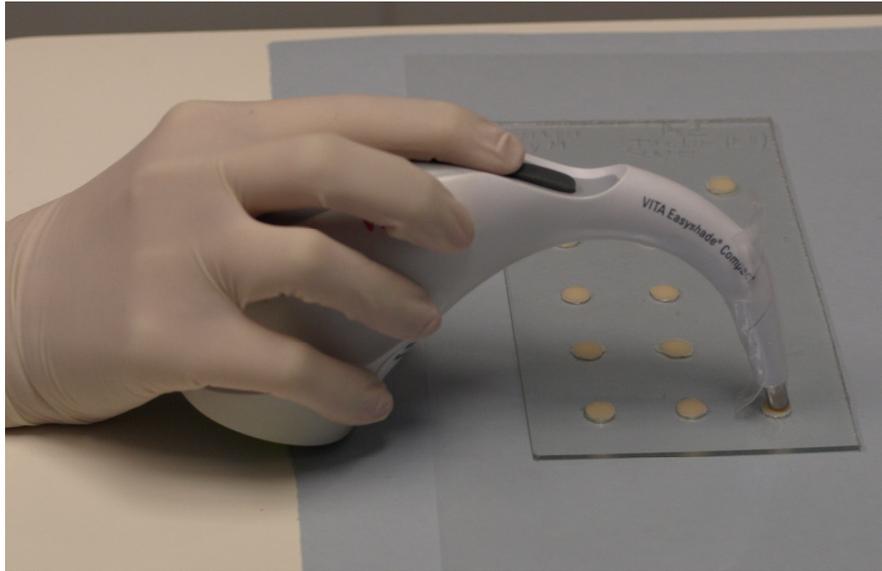


Figura 35: Toma de color con el espectrofotómetro dental

Necesario en todo momento identificar las placas, marcar la superficie con turbina según la leyenda en la parte superior izquierda.

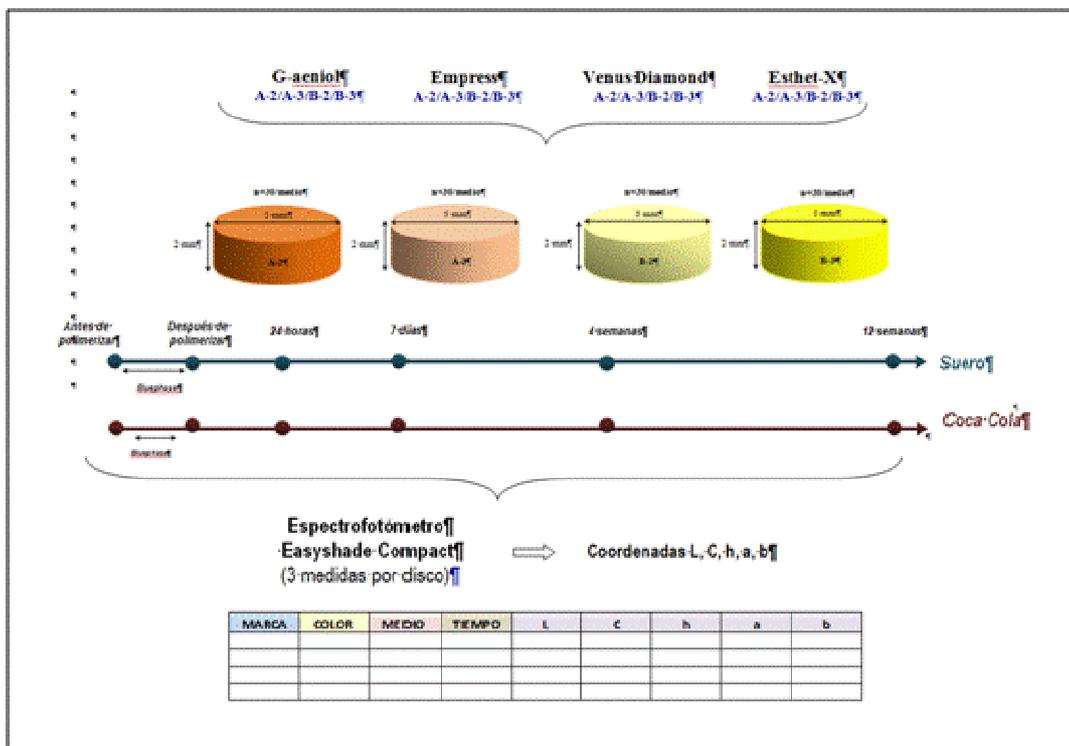


Figura 36: Esquema del protocolo a seguir

Seguidamente con estos datos se confeccionó una tabla de Excell para ser analizados estadísticamente posteriormente.

4.2.2.- Fórmulas de diferencia de color: Sistemas CIELab y CIEDE2000.

Para la evaluación de las variaciones que se producen en el color de los incisivos centrales superiores a lo largo del tiempo y en función del sexo, empleamos, el sistema de especificación de color CIELab y su diferencia de color asociada ΔE ab. Por ello creemos conveniente realizar algunas consideraciones al respecto de este sistema, empezando por resaltar el hecho de que es en la actualidad, hasta la esperadas nuevas recomendaciones de la CIE es, junto a CIELUV, el sistema de especificación de color recomendado por la Comisión Internacional de Iluminación ⁹².

En 1976 la CIE ¹⁰ recomendó el uso de dos sistemas de especificación del color CIELab y CIELUV, con sus correspondientes fórmulas de diferencia de color asociadas, principalmente con el deseo de promover una uniformidad en la práctica de la medida del color. A lo largo del tiempo han sido muchos los sistemas de especificación del color y las diferencias de color que se han propuesto ⁹³ buscando mejorar la correlación entre medidas de color y percepción visual. A pesar de los avances conseguidos en este sentido, es importante destacar que habitualmente resulta imposible pasar la diferencia de color de unos sistemas a otros, con la consiguiente dificultad para el intercambio de información en aplicaciones industriales y en trabajos científicos.

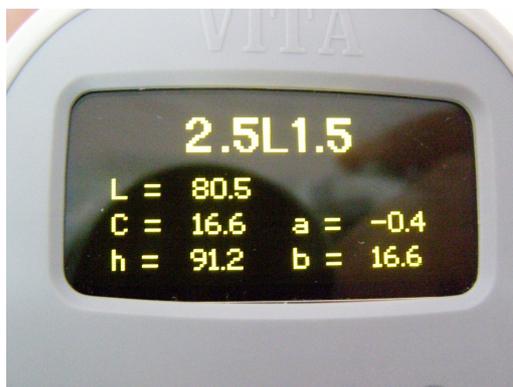


Figura 37: Coordenadas de CIELab para el color 2.5L1.5

Una característica importante de CIELab es la posibilidad que ofrece de realizar una especificación del color en coordenadas cilíndricas o polares, que se correlacionan con el **valor tinte** e **intensidad**, L, h y C, respectivamente. En la siguiente imagen se tiene una representación de las coordenadas L, C, h, a y b. Esta característica fue recogida por la CIE en 1976, siendo las expresiones para la **intensidad** y el ángulo de tinte las siguientes:

Queremos señalar que en la actualidad el uso de CIELab está ampliamente difundido y su empleo es mayoritario en la práctica industrial. Además en base a CIELab se han desarrollado muchas de las fórmulas de diferencia de color que actualmente se emplean, en particular la fórmula CIE94¹ y la fórmula CIEDE2000^{93, 94}. En cualquier caso el uso de estas nuevas fórmulas, no reemplaza aún, según la CIE, el empleo de CIELab como sistema de especificación del color. La obtención de un nuevo sistema de especificación que supere estos sistemas, es más compleja que la resolución en la evaluación de diferencias de color.

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

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

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

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

Figura 38: Fórmula euclidiana para expresar la diferencia entre dos colores

Hasta ahora en el campo de la restauración dental, como se ha indicado, para la especificación del color y el cálculo de diferencias de color se ha empleado el sistema CIELab y su diferencia de color asociada ΔE_{ab} . Con el objeto de obtener, una mejora de la correlación entre las diferencias color perceptibles y las instrumentales en las aplicaciones industriales, ha sido desarrollada recientemente^{93, 94} una nueva diferencia de color, llamada CIEDE2000. Dicha fórmula incorpora correcciones específicas a la no uniformidad del CIELab, llamadas funciones de peso y designadas por SL, SC, and SH y unos parámetros que tienen en cuenta la influencia de las condiciones de iluminación y observación en la evaluación de la diferencia de color. Dichos parámetros (KL, KC y KH) son llamados factores paramétricos. La CIE⁹³ indica que bajo unas condiciones experimentales de referencia^{93, 95}, usuales en la práctica industrial, el valor de cada factor es igual a 1.0. La fórmula de diferencia de color CIEDE2000^{1, 96} viene dada por la expresión:

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

Figura 39: Fórmula matemática para expresar la diferencia entre dos colores

Además, incluye un término de rotación, R_T , que tiene en cuenta la interacción entre el croma y el tono en la región azul y una modificación del eje a^* de CIELAB el cual afecta principalmente a los colores de bajo croma (colores neutros).

4.2.3.- Método de recogida de datos para el Objetivo 5

Verificar experimentalmente si la fórmula euclídea de la diferencia de color es adecuada para reflejar las diferencias de color que es capaz de percibir el ojo humano. Comprobar si los hombres y las mujeres difieren en cuanto a la percepción del color y si la fórmula euclídea funciona de manera semejante en ambos géneros.

El objetivo lo abordaremos mediante el MDS (escalamiento multidimensional).

a) Recogida de los datos mediante una tarea de agrupamiento.

1º.- Elige un disco de cada color y de cada marca de los almacenados en suero y Coca-Cola. Se etiquetan convenientemente.

DISCOS SELECCIONADOS PARA EL ESTUDIO				
	COLOR	MARCA	MEDIO	ELEMENTO
Gaenial.Suero.A2	1	1	1	1
Empress.Suero.A2	1	2	1	2
Venus.Suero.A2	1	3	1	3
Esthet X.Suero.A2	1	4	1	4
Gaenial.Suero.A3	2	1	1	5
Empress.Suero.A3	2	2	1	6
Venus.Suero.A3	2	3	1	7
Esthet X.Suero.A3	2	4	1	8
Gaenial.Suero.B2	3	1	1	9
Venus.Suero.B2	3	3	1	10
Gaenial.Suero.B3	4	1	1	11
Venus.Suero.B3	4	3	1	12
Gaenial.CocaCola.A2	1	1	2	13
Venus.CocaCola.A2	1	3	2	14
Gaenial.CocaCola.A3	2	1	2	15
Venus.CocaCola.A3	2	3	2	16
Empress.CocaCola.A3	2	2	2	17
Empress.CocaCola.B2	3	2	2	18

Tabla 11: Identificación de los 18 discos empleados



Figura 40: Imagen de los 18 discos empleados en el quinto objetivo

2º.- Se miden para cada uno de ellos las coordenadas del color L, a, b.

3º.- Se pide a 40 personas (21 mujeres y 19 hombres) que clasifiquen los discos en grupos mutuamente excluyentes y exhaustivos, de modo que los discos pertenecientes a un grupo no se distingan entre sí. No se debe especificar un número de grupos. Cada persona debe crear el número de grupos que le parezca. La tarea de agrupación se realiza individualmente por cada participante.

4º.- Se recogen los resultados del agrupamiento en una tabla como la siguiente. Por ejemplo, la tabla podría ser una de este tipo:

Persona	Disco 1	Disco 2	Disco 3	Disco 4	Disco 5	...	Disco 19
1	1	1	2	3	1	...	11
2	1	2	2	3	3	...	10
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
10	1	1	2	2	3	...	11

que indica que la persona 1 agrupa los discos 1, 2 y 5 en el mismo grupo, el disco 3 en otro grupo distinto, el disco 4 en otro, ..., el disco 19 en otro. Esta persona clasifica los discos en 11 grupos. Como ves, el primer grupo es al que pertenece el disco 1, el segundo al que pertenece el disco 2 (si no se ha incluido en el grupo 1) o el disco 3 (si el disco 2 ha sido agrupado con el 1 y el disco 3 no lo ha sido)...

Se estudian las correlaciones entre la fórmula CIEDE2000, la fórmula euclídea y la distancia euclídea a partir de las coordenadas de la técnica MDS, para la muestra total,

los hombres y las mujeres. Y partir de ahí se buscan los resultados en relación con el grado de percepción de los sujetos.

4.2.4.- Método empleados en el análisis estadístico.

4.2.4.1.- Métodos Biplot

Los métodos Biplot son técnicas de análisis multivariante las cuales fueron propuestas por Gabriel (1971) ⁹⁷ como técnicas de representación. De la misma manera que un diagrama de dispersión muestra la distribución conjunta de dos variables, un biplot representa tres o más variables.

Desde que fueron propuestos por su autor, estos métodos han sido usados por múltiples autores tales como Bradu y Gabriel (1978), Gabriel y Odoroff (1990), Galindo (1985, 1986), Greenacre (1984), Vicente-Villardón (1992), Gower y Hand (1996), Lejeune y Calinski (2000) entre otros.

Esta técnica se puede aplicar a matrices de datos \mathbf{X} de tamaño $(n \times p)$, donde puede tratarse de l individuos (filas), medidos en p variables (columnas); pero también puede aplicarse a las categorías de dos factores dentro de un análisis de varianza, o simplemente a una tabla de contingencia que cruza dos variables cualitativas.

Un biplot es una representación gráfica de datos multivariantes, donde se pretende aproximar los elementos de una matriz a partir de marcadores (vectores) asociados a las filas y columnas de la misma; dichos vectores se representan en un espacio con dimensión menor que el rango de la matriz. El prefijo “bi” se refiere a la superposición en la misma representación de individuos y variables.

Desde el punto de vista algebraico, el BILOT se basa en el mismo principio sobre el que se sustentan la mayoría de las técnicas factoriales de reducción de dimensionalidad, la diferencia fundamental es que en este caso se trata de reproducir el dato y se incorpora una representación conjunta de filas y columnas, que se obtiene de las relaciones duales existentes entre las componentes principales y las coordenadas principales, obtenidas en los apartados anteriores.

La interpretación del BILOT se basa en conceptos geométricos:

- - La similitud entre individuos (filas) es una función inversa de la distancia entre los mismos.
- - Las longitudes y los ángulos de los vectores que representan a las variables, se interpretan en términos de variabilidad y covariabilidad respectivamente.
- - Las relaciones entre filas y columnas se interpretan en términos de producto escalar, es decir, en términos de las proyecciones de los puntos “fila” sobre los vectores “columna”.

Gabriel en 1971, propuso tres factorizaciones que las denominó: *GH-Biplot* y *JK-Biplot* y SQRT Biplot. El *GH-Biplot* consigue una alta calidad en la representación de las columnas (variables), mientras que el *JK-Biplot* consigue una alta calidad de representación para las filas.

Galindo (1986)⁹⁸ demuestra que con una conveniente elección de los marcadores es posible representar las filas y las columnas simultáneamente sobre un mismo sistema de coordenadas, con una alta calidad de representación tanto para las filas como para las columnas. Galindo lo denomina, *HJ-Biplot*.

PROPIEDADES DEL HJ BILOT

1. Los marcadores fila y columna se pueden representar en el mismo sistema de referencia.

Esta propiedad se basa en el hecho que ambas nubes están referidas a los mismos valores propios y a sus relación de transición que permite escribir cada conjunto de vectores propios en función de los otros. Veamos esto en detalle. La primera afirmación hace referencia al hecho que los valores propios de los valores propios diferentes de cero de las matrices \mathbf{XX}' y $\mathbf{X}'\mathbf{X}$ coinciden. Las relaciones entre las nubes son las relaciones baricéntricas que también se cumplen en el análisis de correspondencias.

2. La calidad de representación de las filas y las columnas es la misma.

3. Las propiedades del HJ-biplot coinciden con las de los marcadores J y H del JK y GH que se describen a continuación .

GH BILOT (CMP BILOT):

1.-El GH-Biplot conserva la métrica para las columnas, lo cual significa que los productos escalares de los marcadores asociados a las columnas, son iguales a los productos escalares de las columnas de X , que son a su vez las varianzas y covarianzas.

En consecuencia, se cumplen dos propiedades muy importantes del GH-Biplot:

- La longitud al cuadrado de los vectores j h , aproxima la varianza de la variable, por lo tanto la longitud aproxima la desviación típica:

- El coseno del ángulo que forman dos marcadores columna, aproxima la correlación entre la variables asociadas a estas columnas.

2. Refiriéndonos a las filas, en un GH-Biplot la distancia de Mahalanobis entre dos filas de X coincide con la distancia euclídea entre dos marcadores fila. En dimensión reducida se consigue entonces, una aproximación de la distancia de Mahalanobis.

3. El GH-Biplot proporciona una mejor aproximación para la matriz de covarianzas que para la distancia de Mahalanobis entre puntos fila.

JK-BILOT (RMP BILOT)

Suponemos que los datos están centrados.

Las propiedades más relevantes son las siguientes:

1. Los productos escalares, con la métrica identidad, de las filas de la matriz X , coinciden, en el espacio completo, con los productos escalares de los marcadores contenidos en J . La aproximación de dichos productos escalares en dimensión reducida es óptima en el sentido de los mínimos cuadrados.

2.-Los marcadores para las filas coinciden con las coordenadas de los individuos en el espacio de las componentes principales.

3. Las coordenadas para las columnas son las proyecciones de los ejes originales (base canónica en el espacio de J dimensiones) en el espacio de las componentes principales.

4. La calidad de representación es mejor para las filas que para las columnas.

4. El dato original no se reproduce con este tipo de biplot.

4.2.4.2.- Análisis de la Varianza

El análisis de la varianza (o ANOVA, ANalysis Of VAriance) es una técnica de análisis estadístico que se utiliza para contrastar diferencias entre las medias de $G(\geq 2)$ grupos (o tratamientos de experimentos). En este sentido, representa una extensión de la prueba de diferencias de medias, pudiendo emplearse siempre que estemos analizando al menos dos variables: una (o más) variable(s) independiente(s) (factor o factores) medidas en escala nominal o categórica que definirá(n) los grupos y una única variable dependiente (o respuesta) medida en escala de razón o de intervalo.

El análisis de la varianza de una vía (con una única variable independiente o factor) considera que la variable respuesta Y_{ij} puede ser representada por el modelo estadístico lineal:

$$Y_{ij} = \mu_i + \varepsilon_{ij} = \mu + \alpha_i + \varepsilon_{ij}$$

donde Y_{ij} es la j -ésima respuesta para el grupo i (o tratamiento i del factor estudiado), μ es la respuesta media global, α_i es el efecto del i -ésimo grupo (o del i -ésimo tratamiento del factor) sobre la respuesta y ε_{ij} es el error aleatorio de la j -ésima observación de la respuesta correspondiente al grupo i (o tomada bajo el i -ésimo tratamiento).

La hipótesis nula a contrastar consiste en afirmar que no existe, en términos estadísticos, diferencia alguna entre las medias de los distintos grupos:

$$H_0: \mu_1 = \dots = \mu_G$$

lo que equivale a afirmar la ausencia de efecto del i -ésimo grupo (o del i -ésimo tratamiento), para todo $i=1, \dots, G$ ($\alpha_i = 0$ para todo $i=1, \dots, G$).

El análisis de la varianza se basa en la comparación de dos estimaciones independientes de la varianza poblacional general de la variable respuesta:

1) La varianza intergrupo, basada en la variabilidad entre grupos, equivale conceptualmente a la varianza de las medias de los grupos tratadas como datos individuales. Refleja la magnitud de las diferencias entre medias.

2) La varianza intragrupo, basada en la variabilidad dentro de los grupos, es un promedio ponderado de las varianzas de los grupos. Refleja la dispersión de datos dentro de cada grupo.

El cociente entre ambas estimaciones es una medida de la cantidad varianza atribuible a los diferentes grupos (o tratamientos) frente a la atribuible al muestreo aleatorio. Proporciona el valor de un estadístico F, que se utilizará para rechazar o no la hipótesis nula (Hair et al, 1999; Cuadras, 2008).

4.2.4.3.- Análisis Multivariante de la Varianza

El análisis multivariante de la varianza (o MANOVA, Multivariate ANalysis Of VAriance) es una generalización del análisis de la varianza. En el MANOVA se consideran simultáneamente dos o más variables dependientes o respuesta que supuestamente están relacionadas entre sí, en lugar de una sola variable dependiente que es lo que se examina en el análisis univariante de la varianza. Si las variables analizadas no tuvieran relación entre ellas, no tendría interés aplicar un análisis multivariante siendo, en ese caso, lo más indicado aplicar el ANOVA a cada una de las variables investigadas (Uriel y Aldás, 2005).

El análisis multivariante de la varianza con un factor (o de una vía) considera que las variables respuesta pueden representarse mediante el modelo:

$$\begin{pmatrix} Y_{1jk} \\ Y_{2jk} \\ \vdots \\ Y_{pjk} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu_{1j} \\ \mu_{2j} \\ \vdots \\ \mu_{pj} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \varepsilon_{ijk} \\ \varepsilon_{2jk} \\ \vdots \\ \varepsilon_{pjk} \end{pmatrix}$$

donde Y_{ijk} es la k-ésima observación de la variable respuesta i para el grupo j (o tratamiento j del factor estudiado), μ_{ij} es la media de la variable dependiente i en el grupo j y ε_{ijk} es el error aleatorio de la k-ésima observación de la respuesta i correspondiente al grupo j (o tomada bajo el j-ésimo tratamiento).

En el MANOVA, la hipótesis nula a contrastar es la igualdad de vectores de medias de las variables dependientes múltiples entre los grupos:

$$H_0: \begin{pmatrix} \mu_{11} \\ \mu_{21} \\ \vdots \\ \mu_{p1} \end{pmatrix} = \dots = \begin{pmatrix} \mu_{1G} \\ \mu_{2G} \\ \vdots \\ \mu_{pG} \end{pmatrix}$$

En el análisis de la varianza (univariante) se descompone la suma de cuadrados de las desviaciones con respecto a la media global en dos partes: 1) la suma de cuadrados de las desviaciones entre la media de cada grupo y la media global, y 2) la suma de cuadrados de las desviaciones entre cada dato y la media de su grupo. Cuando se generaliza a p variables dependientes, en lugar de una varianza escalar, se dispone de una matriz de covarianzas.

Así, la matriz a descomponer es la matriz T de suma de cuadrados y de productos cruzados en desviaciones con respecto a la media global. Cada uno de los elementos de esta matriz se descompone en un componente intergrupos y otro componente intragrupos, que se agrupan en la matriz A de la suma de cuadrados y productos cruzados del factor y en la matriz W de la suma de cuadrados y productos cruzados residual, respectivamente. La descomposición anterior es la base para realizar los contrastes del análisis multivariante de la varianza con un factor.

Existen varios criterios que permiten realizar contrastes en el MANOVA (Hair et al, 1999; Rencher, 2002). Los cuatro más conocidos son la mayor raíz característica de Roy, el estadístico lambda de Wilks, la traza de Hotelling y el criterio de Pillai.

El contraste más comúnmente empleado para la significación global del MANOVA es el lambda de Wilks, que se formula como $|W|/|W + A|$.

Sin embargo, el criterio de la mayor raíz característica de Roy es el más potente y el más adecuado cuando las variables dependientes están fuertemente interrelacionadas en una sola dimensión. En contrapartida, es la medida que probablemente se vea más afectada por incumplimientos de los supuestos básicos del análisis (independencia, igualdad de las matrices de varianzas-covarianzas y normalidad multivariante).

4.2.4.4.- Diseños de medidas repetidas

En un modelo de análisis (univariante o multivariante) de la varianza completamente aleatorizado, los sujetos se asignan a los diferentes grupos (o tratamientos) al azar y posteriormente se evalúan sus efectos sobre una o más variables dependientes. De este modo, cada tratamiento recibe un conjunto diferente de sujetos. En los diseños con medidas repetidas, la diferencia estriba en que a un mismo conjunto de sujetos se les asigna todos los tratamientos o niveles del factor intra-sujetos.

Las medidas repetidas pueden emplearse con tres objetivos fundamentales ⁹⁹:

- 1) La evaluación longitudinal del cambio a lo largo del tiempo.
- 2) La evaluación de la actuación de los sujetos bajo diferentes condiciones experimentales en estudios transversales cuando se cuenta con muestras reducidas de sujetos.
- 3) La comparación de las puntuaciones obtenidas por los mismos sujetos en diferentes pruebas.

Los estudios de medidas repetidas, caracterizados por presentar al menos un factor intra-sujetos, pueden reflejar distintas situaciones y diseños experimentales. Así, se puede distinguir entre las dos situaciones siguientes:

- a) Se aleatorizan los niveles del factor intra-sujetos.
- b) No se aleatorizan los niveles del factor intra-sujetos, bien sea porque tienen un orden preestablecido de forma natural o porque se está interesado en analizar determinada secuencia de los niveles por la naturaleza del problema.

En este trabajo se utilizan modelos del último tipo, esto es, en que los niveles del factor intra-sujetos tienen un orden preestablecido por la naturaleza temporal del problema.

Los diseños de medidas repetidas tienen fundamentalmente tres ventajas sobre los modelos completamente aleatorizados:

- 1) El número de sujetos requerido es menor.

- 2) La equivalencia previa de los sujetos en las medidas no constituye un problema, ya que el hecho de que se mida a los mismos individuos en diferentes condiciones experimentales o tratamientos constituye una garantía de dicha equivalencia.
- 3) Tienen mayor potencia estadística para detectar efectos, debido a que la variabilidad atribuida a las diferencias individuales entre sujetos es eliminada del término de error.

Pero también estos diseños presentan inconvenientes, entre los que se pueden destacar los siguientes:

- 1) El orden o secuencia de administración de los tratamientos puede sesgar los resultados.
- 2) El hecho de utilizar los mismos sujetos puede provocar la aparición de los efectos de la práctica, el arrastre o la fatiga.
- 3) Es probable que en estos diseños aparezca correlación o dependencia entre los errores, lo que puede repercutir gravemente en los resultados obtenidos ya que el estadístico F no es robusto ante observaciones correlacionadas.

4.2.4.5.- Escalamiento Multidimensional

El término escalamiento multidimensional incluye a un conjunto de técnicas que permiten la representación espacial en forma de “mapa” de medidas de proximidad entre pares de objetos.

Su punto fuerte se encuentra en su capacidad para “inferir” dimensiones sin necesidad de especificar los atributos de comparación. Esta flexibilidad hace que el escalamiento multidimensional sea especialmente apropiado para realizar estudios gráficos y de situación en los que las dimensiones de evaluación son muy globales o muy emocionales y afectivas y no pueden ser medidas por análisis convencionales ¹⁰⁰.

El escalamiento multidimensional tiene por objetivo encontrar el número de dimensiones adecuado a los datos y calcular las coordenadas de los objetos (o estímulos) en cada dimensión, de forma que las distancias interpuntuales se adapten tanto como sea posible a las proximidades entre los objetos o a transformaciones de ellas.

Los procedimientos que utiliza están fundamentados en modelos espaciales de naturaleza geométrica en los que las medidas de proximidad δ_{ij} se supone que están relacionadas con los puntos de una configuración espacial X mediante una cierta función:

$$f: \delta_{ij} \rightarrow d_{ij}(X)$$

donde la elección que se haga de la función f especifica el modelo de escalamiento multidimensional ¹⁰¹.

En los modelos del escalamiento multidimensional métrico, los datos están medidos en una escala de intervalo o en una escala de razón. En estos modelos, las proximidades están relacionadas con las distancias entre los puntos de la configuración resultante mediante una función específica que preserva las características de la escala de medida de los inputs de entrada. Dentro de estos modelos, se pueden destacar los siguientes:

1) Escalamiento multidimensional de Torgerson (análisis de coordenadas principales):

$$f(\delta_{ij}) = \delta_{ij}$$

2) Escalamiento multidimensional para datos medidos en escala de intervalo:

$$f(\delta_{ij}) = a + b\delta_{ij}$$

3) Escalamiento multidimensional para datos medidos en escala de razón:

$$f(\delta_{ij}) = b\delta_{ij}$$

En los modelos del escalamiento multidimensional no métrico, los datos están medidos en una escala ordinal (datos típicamente generados por pares de objetos clasificados según rango) o son datos binarios o frecuencias. En estos modelos, las proximidades están relacionadas con las distancias interpuntuales mediante una función monótona que preserva el orden de las proximidades. Esto es, suponiendo que las proximidades fuesen disimilaridades (los valores mayores corresponden a los pares de objetos menos semejantes),

$$\text{si } \delta_{ij} < \delta_{kl} \text{ entonces } d_{ij} \leq d_{kl}$$

Los modelos no métricos son más flexibles ya que no suponen ningún tipo de relación específica entre las distancias y las medidas de proximidad. Sin embargo, puesto que requieren menos información para crear el mapa perceptual, es más probable que proporcionen soluciones subóptimas o degeneradas.

4.2.4.6.- Límites de Concordancia de Bland y Altman

Los estudios de comparación de métodos de medida tienen como objetivo fundamental determinar si dos o más métodos resultan intercambiables y, por tanto, sea indiferente utilizar uno u otro. En estos estudios, lo que se evalúa es cómo concuerdan las medidas obtenidas por el método cuya calidad se desea valorar con las obtenidas por otro(s) método(s), esto es, la concordancia entre métodos de medida.

Uno de los métodos más populares para la realización de esta evaluación es la obtención de los límites de concordancia desarrollados por Bland y Altman ^{102, 103}.

La medición es un proceso inherente tanto a la práctica como a la investigación clínica. Mientras que algunas variables son relativamente sencillas de medir (como el peso) otras comportan cierto grado de subjetividad que hace especialmente difícil su medición, como las diferencias entre colores similares realizadas por el ojo humano. En cualquier caso, el proceso de medición conlleva siempre algún grado de error. Existen factores asociados a las muestras, al observador o al instrumento de medida que pueden influir en la variación de las mediciones ^{104, 105}.

Cualquier estudio debe garantizar la calidad de sus mediciones, no sólo porque condicionará en gran medida la validez de sus conclusiones, sino por la importancia de las decisiones clínicas que se apoyen en esa investigación. La calidad de una medida depende tanto de su validez como de su fiabilidad. Mientras que la validez expresa el grado en el que realmente se mide el fenómeno de interés, la fiabilidad indica hasta qué punto se obtienen los mismos valores al efectuar la medición en más de una ocasión, bajo condiciones similares ^{104, 106}.

En los estudios que tratan de evaluar la validez de una medida se comparan sus resultados con los obtenidos mediante una prueba de referencia (gold standard) que se sabe válida y fiable para la medición del fenómeno de interés ¹⁰⁷. Cuando el objetivo se centra en la fiabilidad de una medición, se repite el proceso de medida para evaluar la concordancia entre las distintas mediciones. En un estudio de la fiabilidad pueden valorarse los siguientes aspectos ¹⁰⁴:

- a. **Repetibilidad:** indica hasta qué punto un instrumento proporciona resultados similares cuando se aplica a una misma persona en más de una ocasión, pero en idénticas condiciones.
- b. **Concordancia intraobservador:** tiene por objetivo evaluar el grado de consistencia al efectuar la medición de un observador consigo mismo.
- c. **Concordancia interobservador:** se refiere a la consistencia entre dos observadores distintos cuando evalúan una misma medida en un mismo individuo.
- d. **Concordancia entre métodos de medición:** cuando existen diferentes métodos de medida para un mismo fenómeno, es interesante estudiar hasta qué punto los resultados obtenidos con ambos instrumentos son equivalentes.

La concordancia entre mediciones puede alterarse no sólo por la variabilidad de los observadores, sino por la variabilidad del instrumento de medida o por el propio proceso a medir si se realiza en momentos diferentes. Las técnicas de análisis de la concordancia dependen del tipo de variable a estudiar. El índice estadístico más utilizado, para el caso de variables cualitativas, es el coeficiente kappa ¹⁰⁸. Si las variables son cuantitativas, se utiliza habitualmente el coeficiente de correlación intraclase ^{105, 109}. Las dificultades para interpretar desde el punto de vista clínico los valores de este coeficiente intraclase y otras desventajas metodológicas han hecho que algunos autores propongan métodos alternativos para estudiar la concordancia de este tipo de variables. Así, Bland y Altman ^{102, 103} proponen un método gráfico y muy sencillo, basado en el análisis de las diferencias individuales, que permite determinar los límites de concordancia y visualizar de forma gráfica las discrepancias observadas.

Debido a su simplicidad, los límites de concordancia ^{102, 103, 110} se usan de manera extensa en la literatura para valorar la concordancia entre dos observadores ¹¹¹ empleamos el término “observadores” de forma amplia, entendiendo como tal a observadores o a laboratorios o a instrumentos o a métodos de medida, etc.

Con este procedimiento desagregado, se pretende determinar si 2 métodos de medida X e Y concuerdan lo suficiente para que puedan declararse intercambiables. Para esto se calcula, para cada individuo, la diferencia entre las medidas obtenidas con los 2 métodos ($D = X - Y$). La media de estas diferencias representa el error sistemático, mientras que la varianza de estas diferencias mide la dispersión del error aleatorio, es decir, la imprecisión. Se ha propuesto utilizar estas 2 medidas para calcular los límites de concordancia del 95%. Estos límites nos informan entre qué diferencias oscilan la

mayor parte de las medidas tomadas con los 2 métodos. Naturalmente, corresponde al investigador valorar si estas diferencias son suficientemente pequeñas como para considerar que los 2 métodos sean intercambiables o no. Por otro lado, para que la media y la varianza de las diferencias sean estimaciones correctas debemos asumir que son constantes a lo largo del rango de medidas, es decir, que la magnitud de la medida no está asociada con un error mayor. Para comprobar esta suposición se puede construir un gráfico de dispersión, representando las diferencias (D) en el eje de ordenadas y la media de las 2 medidas de cada individuo, $(X + Y)/2$ en el eje de abscisas. La media de las medidas de los 2 métodos puede entenderse como una aproximación al valor real, ya que se estaría atenuando el error de medida de los 2 métodos; de este modo, esta representación gráfica permite observar si existe algún tipo de relación entre la diferencia de los 2 métodos respecto a la magnitud de la medida, es decir, si el error de medida es constante durante el intervalo de valores de la característica que se está midiendo o si, por el contrario, el error se incrementa conforme aumenta el valor real que se quiere medir. Asimismo, es posible representar los límites de concordancia del 95%, con lo que se puede identificar a los individuos más discordantes ¹¹². Es decir, el enfoque de los límites de concordancia se basa en la cuantificación de la variación en las diferencias entre las medidas obtenidas por los dos observadores en los mismos sujetos. Proporciona estimaciones que son fáciles de interpretar y con las mismas unidades de medida que las observaciones originales.

Los autores de este método desarrollaron los límites de concordancia (LOA, por sus siglas en inglés) para el caso en que hay dos observadores (J=2). Sin embargo, cuando J>2, pueden utilizarse los límites para comparar los resultados obtenidos por cada par de observadores. En este último caso, también puede usarse el método propuesto por Jones et al. (2011)¹¹³ que es una extensión del de Altman y Bland para incluir a más de dos observadores.

Comenzaremos por considerar la estructura de datos más simple: **cada uno de los dos observadores realiza una única lectura para cada sujeto** (J=2, sin réplicas). Sea $D_i = Y_{i1} - Y_{i2}$ la diferencia entre las lecturas de los dos observadores. Los límites de concordancia al 95% son $\mu_D \pm 1,96\sigma_D$, donde $\mu_D = E(D_i)$ y $\sigma_D^2 = V(D_i)$, suponiendo que las diferencias D_i se distribuyen normalmente. Este supuesto resulta bastante verosímil y se puede comprobar representando las diferencias mediante un histograma o realizando una gráfica normal. En cualquier caso, la violación de este supuesto no resulta un problema demasiado serio.

Los límites de concordancia al 95% definen el rango dentro del que caerán la mayoría de las diferencias entre medidas obtenidas por los dos observadores.

Cuando se trabaja sin réplicas, los LOA pueden estimarse reemplazando μ_D y σ_D^2 por

$$\hat{\mu}_D = \bar{D}; \quad \hat{\sigma}_D^2 = S_D^2$$

Así, si las diferencias comprendidas entre los límites estimados de concordancia no fuesen importantes desde el punto de vista práctico, podríamos considerar intercambiables las mediciones obtenidas por ambos observadores o, dicho con otras palabras, la concordancia entre los dos observadores podría ser considerada como satisfactoria.

Los límites de concordancia se representan en la gráfica de Bland y Altman que, como se señaló anteriormente, grafica en abscisas los promedios de las medidas obtenidas por los dos observadores para cada sujeto $((Y_{i1} + Y_{i2})/2)$ y en ordenadas, las diferencias entre las dos medidas $(Y_{i1} - Y_{i2})$.

Además, se pueden calcular los errores estándar asociados a los límites de concordancia así como los intervalos de confianza para estos límites, siempre y cuando se pueda asumir que las diferencias siguen una distribución aproximadamente normal.

Los límites de concordancia vistos con anterioridad son válidos sólo si puede suponerse que la media y la desviación estándar de las diferencias son las mismas en todo el rango de medida, esto es, si las diferencias entre las mediciones de los dos observadores son razonablemente estables a lo largo de ese rango. Bland y Altman en 1999¹⁰³ indicaron también cómo calcular los límites de concordancia si μ_D depende de una covariable o σ_D^2 depende del promedio de las lecturas.

La desviación más frecuente del supuesto de estabilidad de las diferencias es un aumento en la variabilidad de las diferencias cuando la magnitud de la medida aumenta.

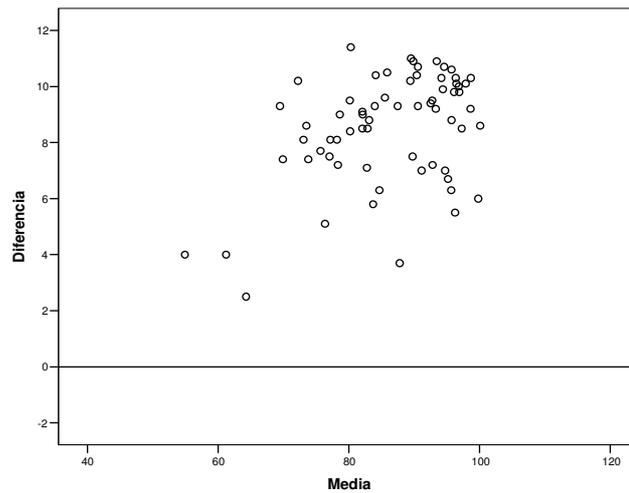


Figura 41: Gráfico de dispersión de media/diferencia

Cuando esto ocurre, se aconseja calcular los límites de concordancia después de haber transformado los datos usando la transformación logarítmica (para evitar las diferencias entre el concepto de diferencia y magnitud). Se pueden emplear otras transformaciones distintas, pero Bland y Altman recomiendan el uso de la transformación logarítmica, por ser ésta la única que permite interpretar los resultados en relación a los datos originales.

Esta transformación logarítmica permite obtener diferencias que no están relacionadas con la media, permitiendo el cálculo de límites de concordancia válidos.

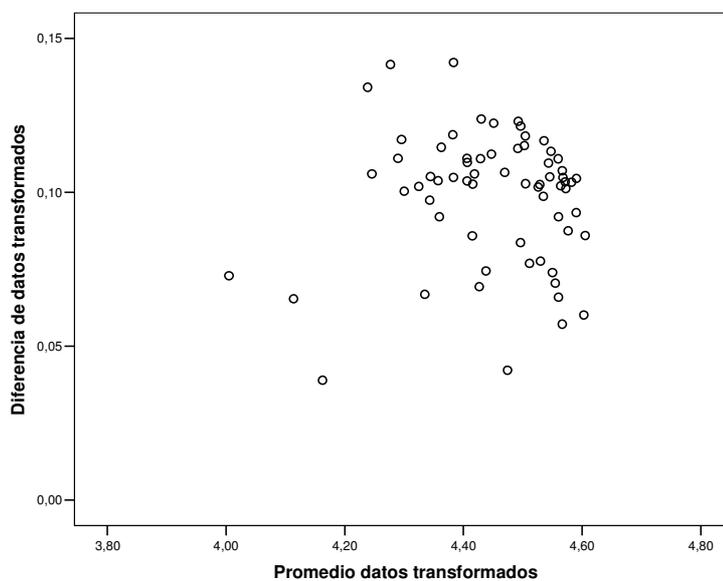


Figura 42: Gráfico de dispersión de Promedios de datos transformados/Diferencia de datos transformados



CAPÍTULO
RESULTADOS

5.- RESULTADOS

5.1.- ESTUDIO DE LA ESTANDARIZACIÓN DE LOS COLORES A-2, A-3, B-2, B-3 EN LAS MARCAS COMERCIALES SELECCIONADAS (Gaenial, Empress, Venus Diamond, Esthet X).

Antes de comenzar a trabajar con la base de datos, se realiza un estudio de la misma eliminando los valores anómalos, en este caso tres, para evitar resultados erróneos. Para abordar nuestro primer objetivo se estudian cada uno de los colores de forma independiente. Comprobamos, en cada color, si las coordenadas del color (L, a, b) son iguales para los composites de las cuatro marcas comerciales realizando, para ello, un análisis multivariante de la varianza (MANOVA) de una vía.

5.1.1.- Color A-2

Para este color, según puede verse en la Tabla 12, se encontraron diferencias significativas entre las cuatro marcas comerciales en cuanto a las coordenadas del color L, a, b: Lambda de Wilks=0,000; $F(9; 272,729)=2580,472$, $p<0,0005$, η^2 parcial=0,973.

Contrastes multivariados^d

Efecto		Valor	F	Gl de la hipótesis	Gl del error	Significación	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada ^a
Intersección	Traza de Pillai	1,000	656563,7 ^b	3,000	112,000	,000	1,000	1969691,027	1,000
	Lambda de Wilks	,000	656563,7 ^b	3,000	112,000	,000	1,000	1969691,027	1,000
	Traza de Hotelling	17586,527	656563,7 ^b	3,000	112,000	,000	1,000	1969691,027	1,000
	Raíz mayor de Roy	17586,527	656563,7 ^b	3,000	112,000	,000	1,000	1969691,027	1,000
Marca	Traza de Pillai	2,900	1100,658	9,000	342,000	,000	,967	9905,918	1,000
	Lambda de Wilks	,000	2580,472	9,000	272,729	,000	,973	9859,839	1,000
	Traza de Hotelling	138,706	1705,567	9,000	332,000	,000	,979	15350,101	1,000
	Raíz mayor de Roy	90,919	3454,936 ^c	3,000	114,000	,000	,989	10364,807	1,000

a. Calculado con alfa = ,05

b. Estadístico exacto

c. El estadístico es un límite superior para la F el cual ofrece un límite inferior para el nivel de significación.

d. Diseño: Intersección+Marca

Tabla 12: Tabla resumen del MANOVA de una vía para el color A-2

Se examinaron los efectos principales univariantes (Tabla 13), encontrándose que la marca comercial tiene un efecto significativo en las tres coordenadas: $F(3, 114)=1133,618$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,968, para L; $F(3, 114)=1011,727$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,964, para a; y $F(3, 114)=2145,560$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,983, para b. En todas las comparaciones anteriores, se aplicó la corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada ^a
Modelo corregido	L	1416,990 ^b	3	472,330	1133,618	,000	,968	3400,854	1,000
	a	115,412 ^c	3	38,471	1011,727	,000	,964	3035,182	1,000
	b	5532,820 ^d	3	1844,273	2145,560	,000	,983	6436,680	1,000
Intersección	L	825426,571	1	825426,571	1981069	,000	1,000	1981069,448	1,000
	a	53,508	1	53,508	1407,181	,000	,925	1407,181	1,000
	b	128590,775	1	128590,775	149597,8	,000	,999	149597,799	1,000
Marca	L	1416,990	3	472,330	1133,618	,000	,968	3400,854	1,000
	a	115,412	3	38,471	1011,727	,000	,964	3035,182	1,000
	b	5532,820	3	1844,273	2145,560	,000	,983	6436,680	1,000
Error	L	47,499	114	,417					
	a	4,335	114	,038					
	b	97,992	114	,860					
Total	L	828654,930	118						
	a	170,910	118						
	b	134482,850	118						
Total corregida	L	1464,489	117						
	a	119,747	117						
	b	5630,812	117						

- a. Calculado con alfa = ,05
- b. R cuadrado = ,968 (R cuadrado corregida = ,967)
- c. R cuadrado = ,964 (R cuadrado corregida = ,963)
- d. R cuadrado = ,983 (R cuadrado corregida = ,982)

Tabla 13: Tests F univariantes para el color A-2

Los gráficos de perfil de cada coordenada del color se muestran en las figuras...

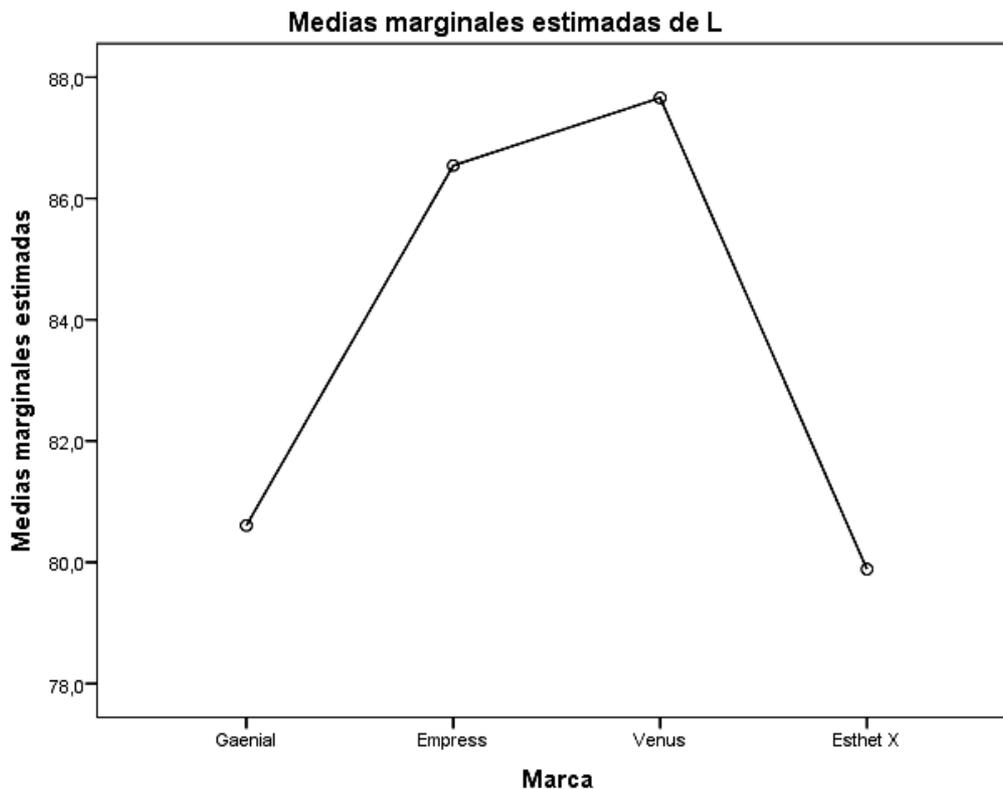


Figura 43: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales (Color A2)

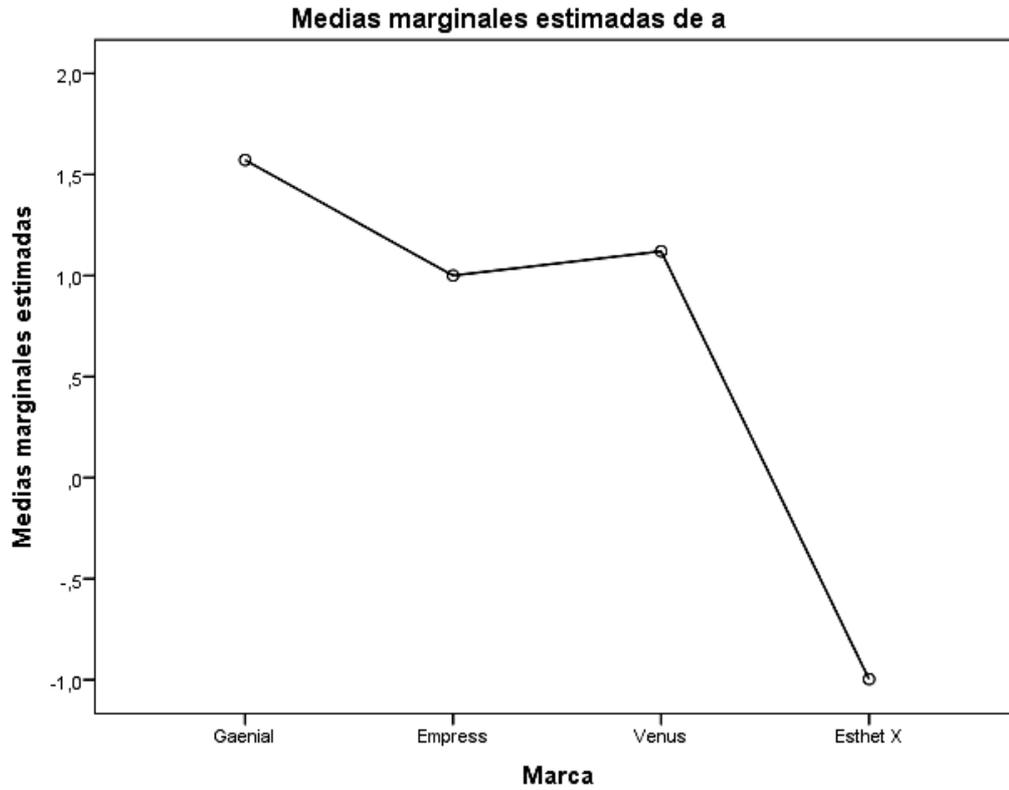


Figura 44: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales (Color A2)

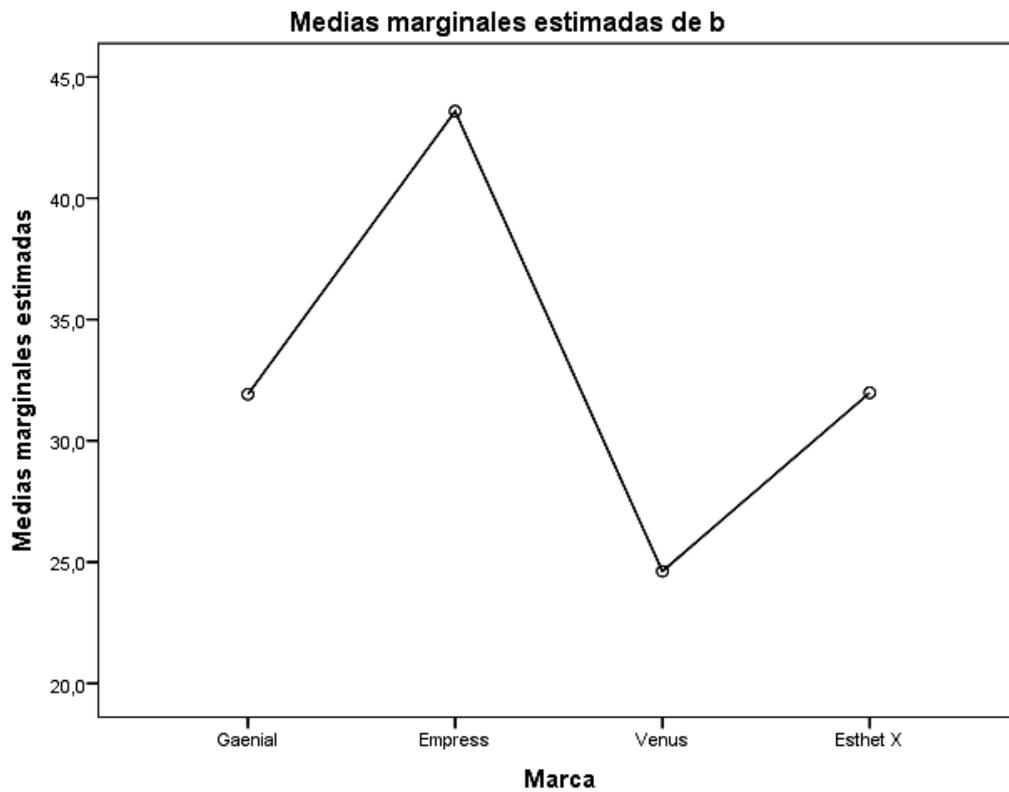


Figura 45: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales (Color A2)

5.1.2. Color A-3

Para el color A-3 también se encontraron diferencias significativas entre las marcas comerciales en cuanto a las coordenadas del color L, a, b: Lambda de Wilks=0,000; $F(9; 275,163)=828,811$, $p<0,0005$, η^2 parcial=0,933.

Además, se encontró que la marca comercial tiene un efecto significativo en la coordenada L ($F(3, 115)=628,482$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,943), en la coordenada a ($F(3, 115)=1392,786$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,973) y en la coordenada b ($F(3, 115)=582,790$; $p<0,0005$; η^2 parcial=0,938).

Los gráficos de perfil para el color A-3 aparecen en las figuras 46, 47 y 48.

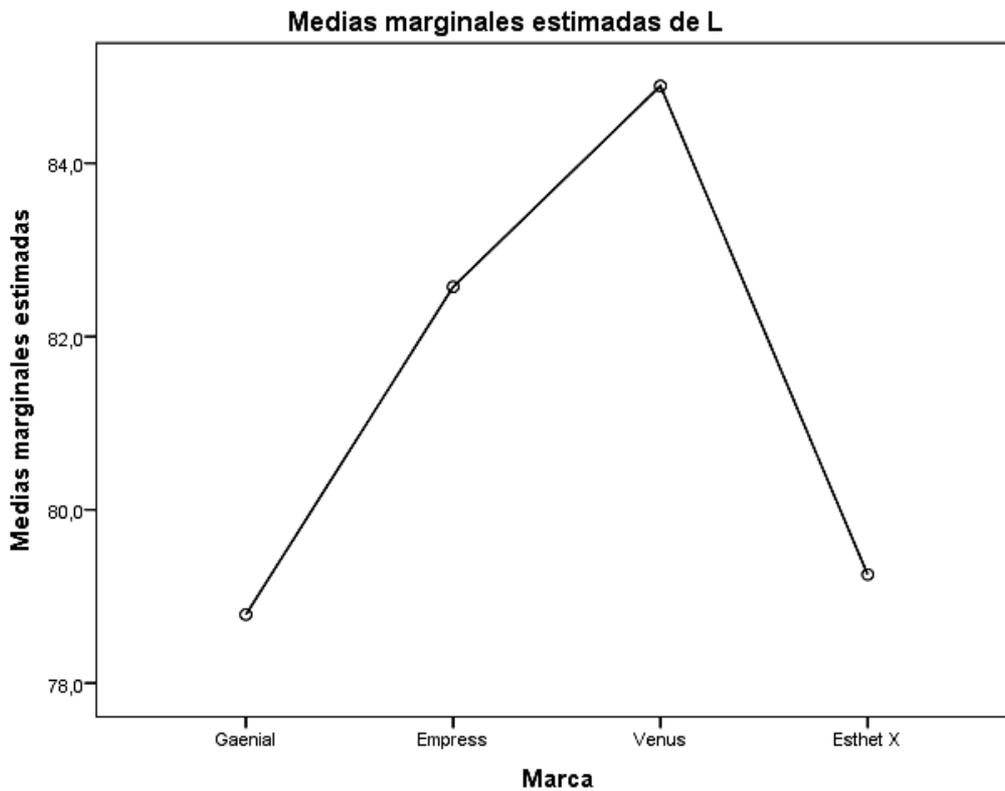


Figura 46: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales (Color A3)

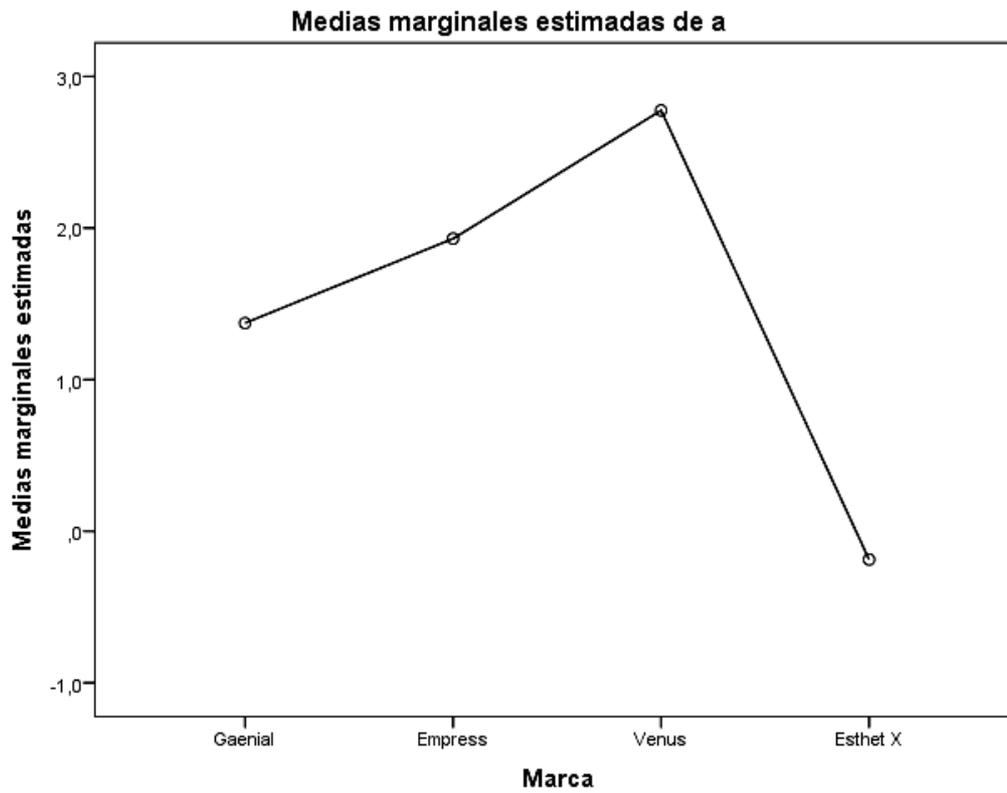


Figura 47: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales (Color A3)

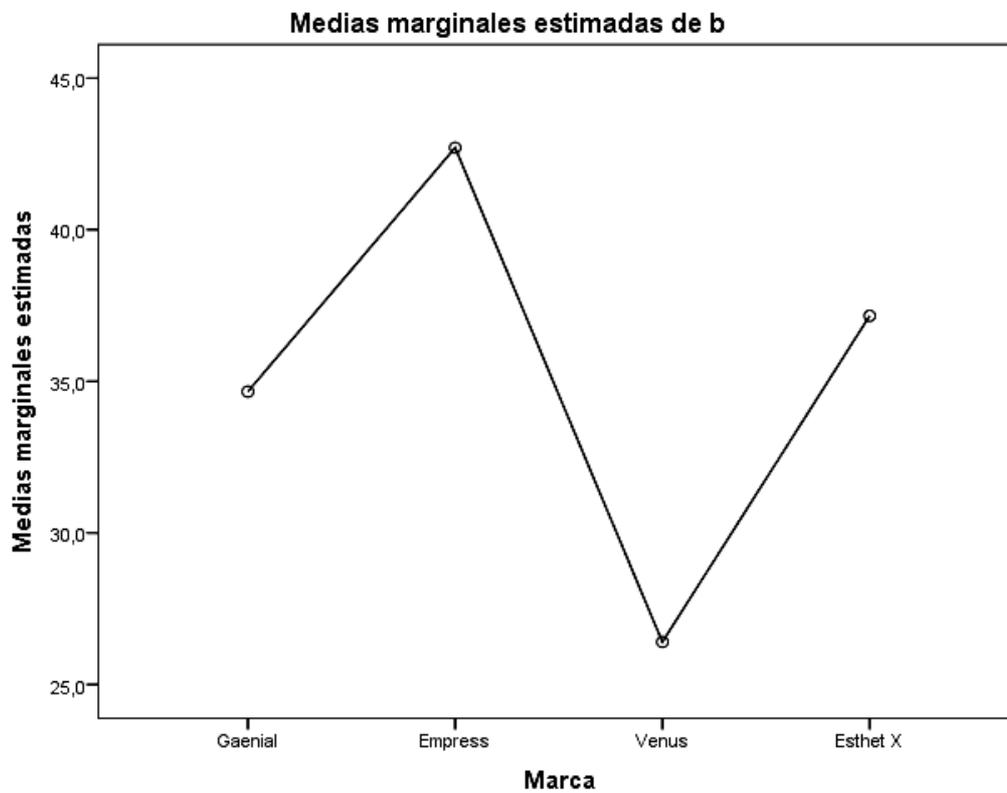


Figura 48: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales (Color A3)

5.1.3.- Color B-2

Para el color B-2, los resultados fueron similares a los encontrados para los colores A-2 y A-3, aunque para este color se dispuso de composites sólo de las marcas comerciales Gaenial, Empress y Venus. Se encontraron diferencias significativas entre las tres marcas comerciales en cuanto a las coordenadas del color L, a, b (Lambda de Wilks=0,002; $F(6; 170)=593,539$, $p<0,0005$, η^2 parcial=0,954), encontrándose también efectos significativos univariantes de las marcas comerciales en cada una de estas coordenadas.

Los gráficos de perfil para este color se muestran a continuación (Figuras 49, 50 y 51).

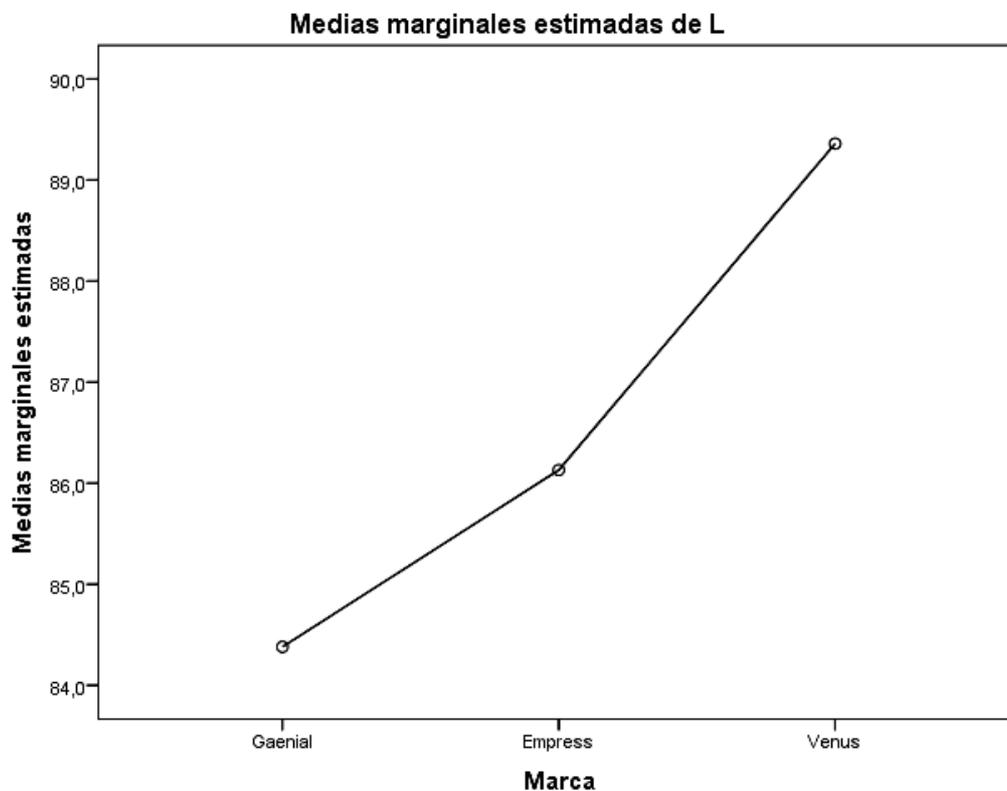


Figura 49: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales (Color B2)

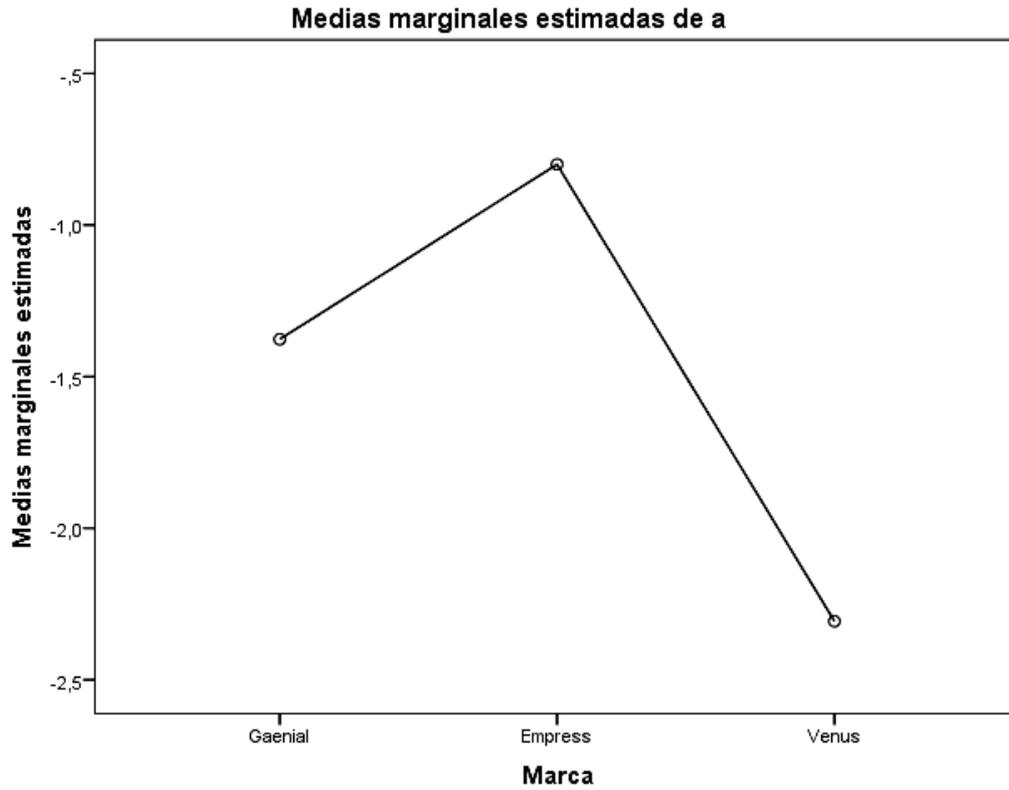


Figura 50: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales (Color B2)

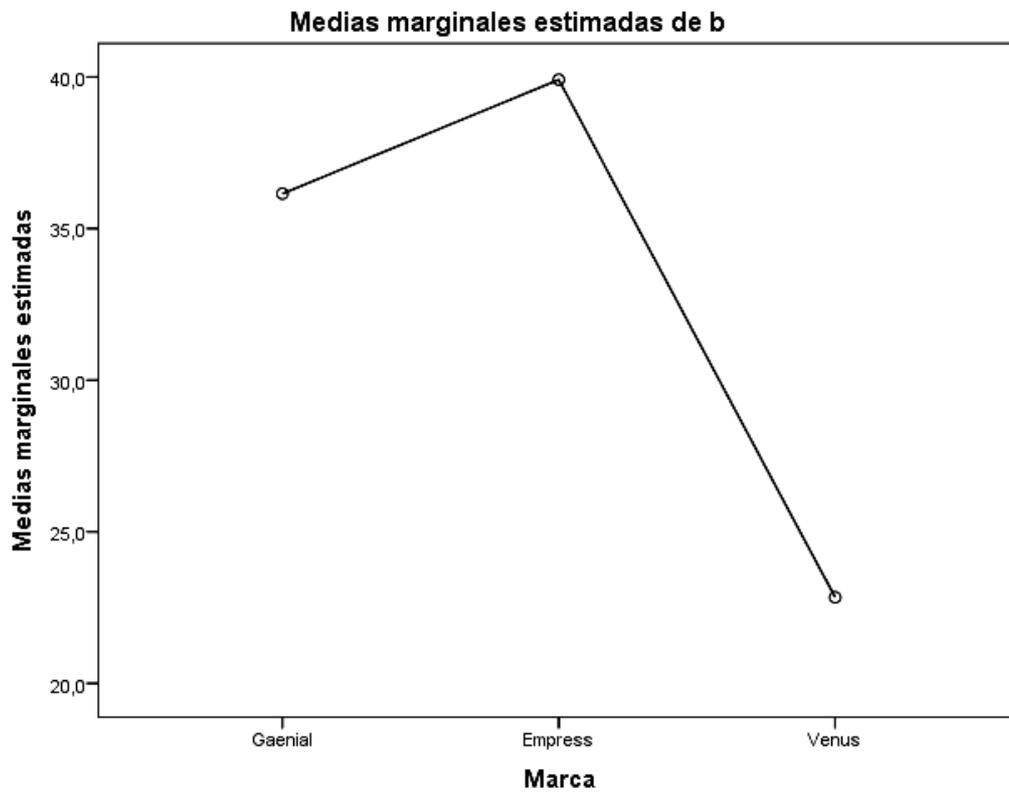


Figura 51: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales (Color B2)

5.1.4.- Color B-3

Por último, para el color B-3 sólo se dispuso de composites dentales de dos marcas comerciales, Gaenial y Venus. Los resultados obtenidos también fueron similares a los de colores anteriores: diferencias significativas entre las marcas comerciales en cuanto a las coordenadas del color L, a, b (Λ de Wilks=0,006; $F(3; 56)=3199,417$, $p<0,0005$, η^2 parcial=0,994) y efectos significativos univariantes en cada coordenada.

Los gráficos de perfil para la marca Gaenial y Venus se muestran seguidamente (Figuras 52, 53 y 54):

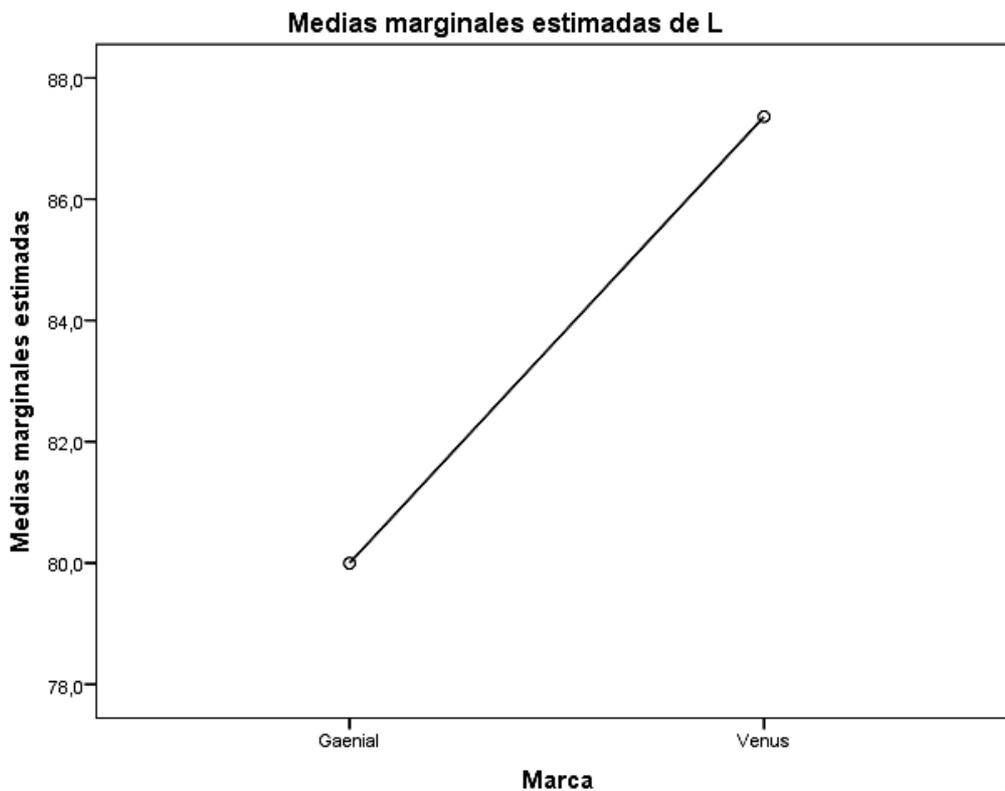


Figura 52: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales (Color B3)

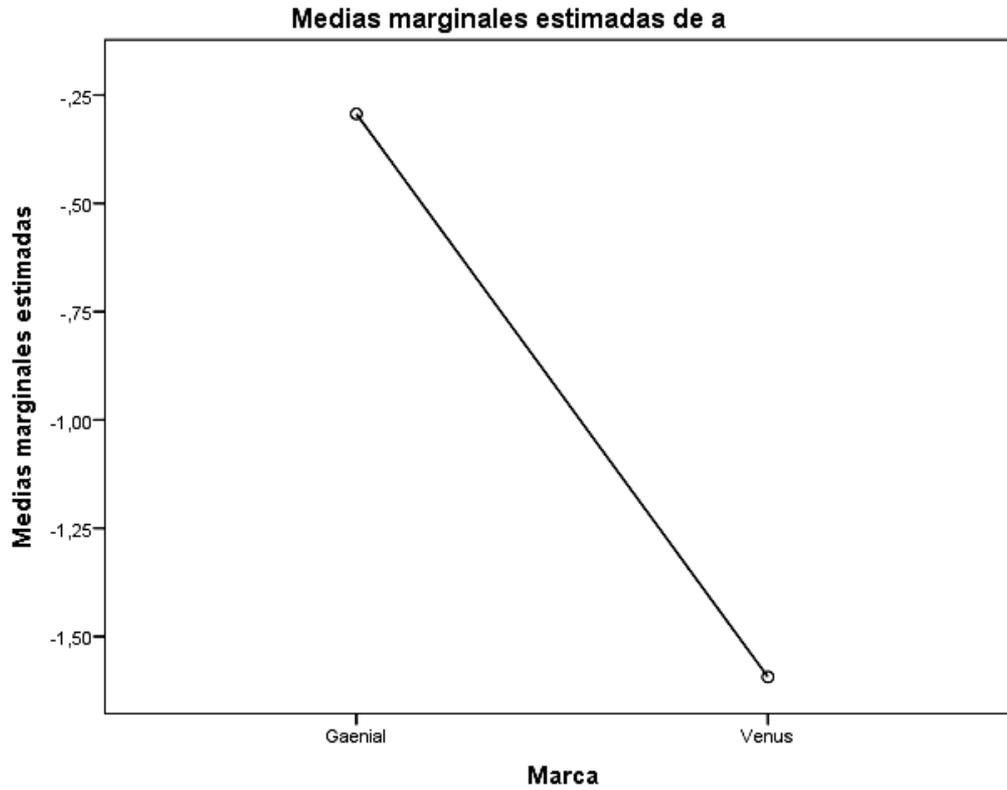


Figura 53: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales (Color B3)

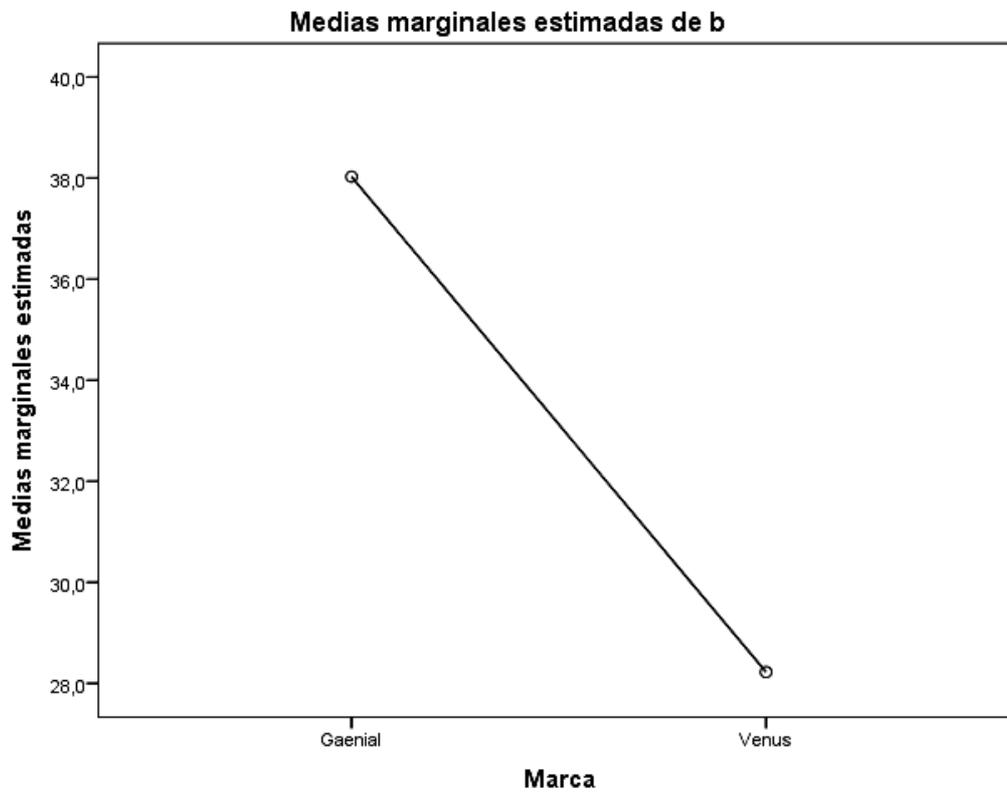


Figura 54: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales (Color B3)

5.1.5.- Representaciones HJ-BIPLLOT

Utilizamos el HJ-Biplot para obtener, para cada color, una representación gráfica conjunta de los composites dentales de las distintas marcas comerciales y las coordenadas del color con el fin de comprender la relación entre las coordenadas de color y verificar visualmente la falta de estandarización de los colores en las marcas estudiadas. Se ha utilizado el HJ-Biplot porque esta técnica permite representar los composites dentales y las coordenadas del color con la misma y máxima calidad de representación.

Los colores empleados para representar cada una de las marcas comerciales en los gráficos biplot quedan reflejados a continuación:

LEYENDA
GAENIAL
EMPRESS
VENUS
ESTHET X

Para el color A-2, se eligió una solución en dos dimensiones, con una absorción de inercia del 82,2% (Tabla 14):

EJE	VALORES SINGULARES	INERCIA %	INERCIA ACUMULADA %
EJE 1	172.295	49.087	49.087
EJE 2	116.321	33.14	82.227
EJE 3	62.384	17.773	100

Tabla 14: Valores singulares para el color A-2

Además, las calidades de representación de las coordenadas de color en los ejes de la solución fueron (Tabla 15):

CONTRIBUCIONES DEL FACTOR AL ELEMENTO (color A-2)		
Variable	EJE 1	EJE 2
L	729	4
a	725	10
b	19	981

Tabla 15: Contribuciones de las variables a los ejes 1 y 2

Por tanto, las variables L y a están vinculadas al eje 1, mientras que la variable b lo está al eje 2.

El gráfico HJ-Biplot obtenido se muestra en la Figura 55.

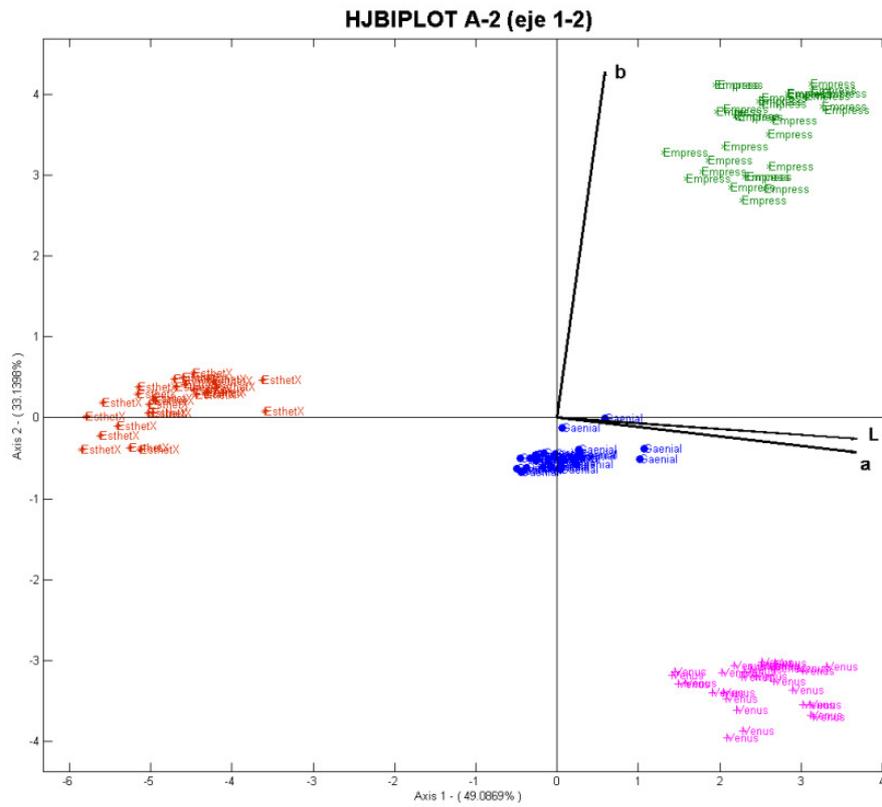


Figura 55: Representación HJ-Biplot del color A-2 en el plano 1-2.

En este gráfico, se observa que las coordenadas L y a están muy relacionadas (covarían mucho) para este color, mientras que la coordenada b no muestra relación con las dos coordenadas anteriores. Por otra parte, se constata que los composites de la marca Empress tienen en su composición la mayor cantidad de amarillo, mientras que los composites Venus, tienen mayor cantidad de azul. El composite menos luminoso, para el color A-2, es el Esthet X, siendo este grupo también el que presenta menor cantidad de verde. Todas estas afirmaciones coinciden con las obtenidas a partir de los gráficos de perfil del subepígrafe 5.1.1.

Para el color A-3, la solución en dos dimensiones recoge el 92,9% de la información total. Además, la representación HJ-Biplot para este color (Figura 56) muestra que, al igual que ocurre en el color A-2, es la marca Empress la que presenta en su composición mayor cantidad de amarillo, siendo la marca Venus la que presenta una menor cantidad de este color. Las marcas Esthet X y Gaenial tienen menor cantidad de valor o luminosidad y menor cantidad de rojo. Lo anterior corrobora los gráficos de perfil obtenidos en el subepígrafe 5.1.2.

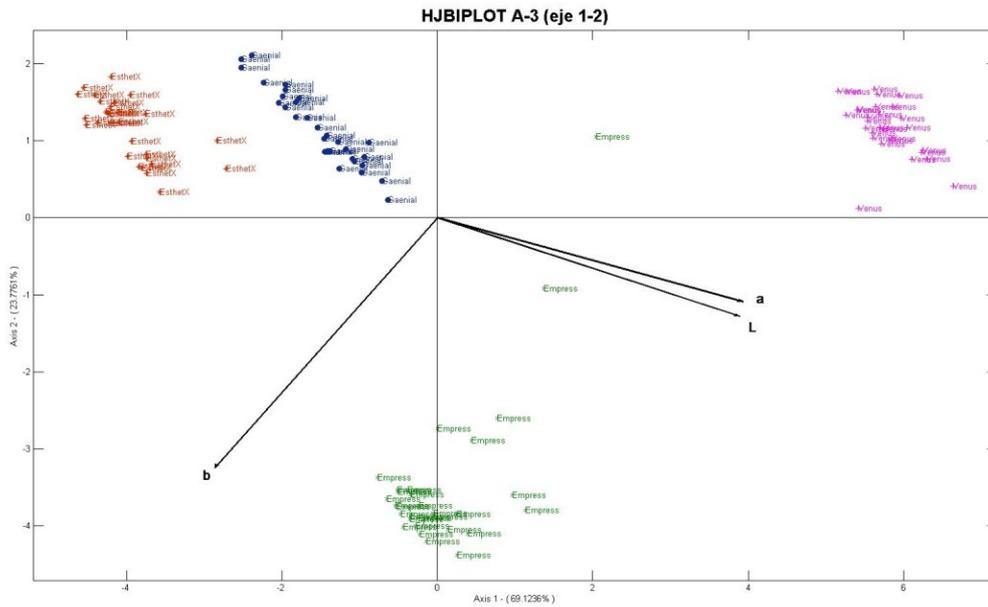


Figura 56: Representación HJ-Biplot del color A-3 en el plano 1-2.

Por lo que se refiere al color B-2, la representación HJ-Biplot en dos dimensiones (Figura 57), con una absorción de inercia del 98,2%, permite concluir que los composites de las marcas Gaenial y Empress son los que puntúan más alto en sus proyecciones sobre las variables a y b, mientras que las resinas de la marca Venus lo hacen en el valor o luminosidad. Además, cabe resaltar que, para este color, las coordenadas L y a no están muy relacionadas (como ocurría en los colores anteriores), pero sí lo están las coordenadas a y b.

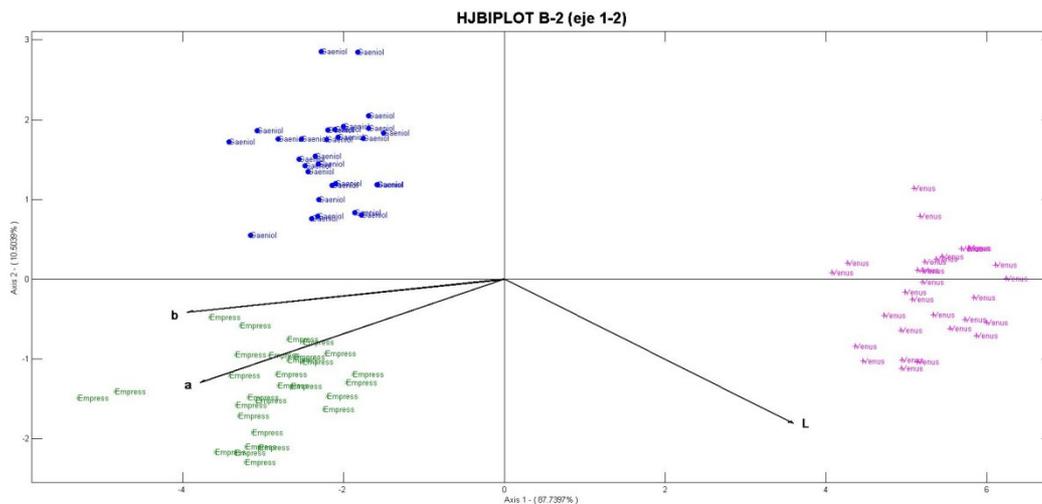


Figura 57: Representación HJ-Biplot del color B-2 en el plano 1-2.

De nuevo, los resultados obtenidos aplicando el HJ-Biplot a los composites dentales de color B-2 confirman los obtenidos con los gráficos de perfil (subepígrafe 5.1.3.).

El color B3, solo está representado por dos casas comerciales. Tras realizar un HJ Biplot, se observa en el plano 1-2 tiene una absorción de inercia de aproximadamente el 99,5%. Vemos como el composite B3 de la marca Venus tiene mayor luminosidad, y que el composite de la marca Gaenial posee mayor cantidad de amarillo y rojo.

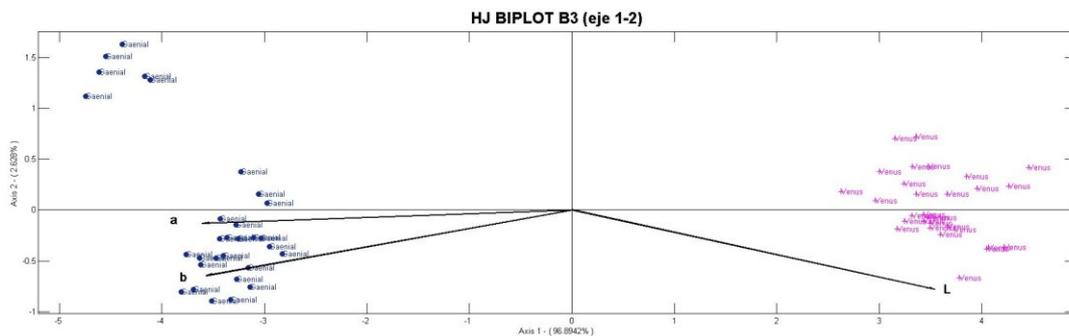


Figura 58: Representación HJ-Biplot del color B-3 en el plano 1-2.

Todos los gráficos expuestos en este apartado han sido realizados mediante el programa: Vicente Villardon, JL. (2010). MULTBIPLLOT: A package for Multivariate Analysis using Biplots. Departamento de Estadística. Universidad de Salamanca. (<http://biplot.usal.es/ClassicalBiplot/index.html>) ¹¹⁴.

5.2.- ESTUDIO DEL EFECTO DE LA POLIMERIZACIÓN CON LÁMPARA LED SOBRE LAS COORDENADAS DEL COLOR

El segundo objetivo de este trabajo se centra en averiguar la influencia que tiene la polimerización con lámpara LED en las coordenadas de color de los composites dentales estudiados y en determinar si esta influencia es igual o diferente dependiendo de la marca comercial del composite.

Para abordar este objetivo se usó, para cada color, un MANOVA con medidas repetidas de dos factores con tres variables dependientes: las coordenadas del color L, a y b. El tipo de diseño empleado consistió en el empleo de un factor intra-sujetos, la polimerización (con dos niveles: antes y después de polimerizar con lámpara LED),

y un factor inter-sujetos, la marca comercial (con cuatro niveles: Gaenial, Express, Venus y Esthet X).

5.2.1.- Color A-2

En este apartado, se cuantificaron los cambios producidos en las coordenadas de color de los composites dentales de color A-2 tras polimerización del material con lámpara LED.

Como puede comprobarse en la Tabla 16 se encontró que la polimerización tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre las coordenadas del color ($F(3, 109)=8005,662$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,995. Además, se determinó que el efecto de la polimerización sobre las coordenadas del color no fue el mismo en todas las marcas comerciales, ya que la interacción resultó ser estadísticamente significativa ($F(9; 265,428)=271,118$, $p<0,0005$).

Por otra parte, la marca comercial tuvo también un efecto sobre las coordenadas del color que resultó ser estadísticamente significativo ($F(9; 265,428)=3634,567$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,980.

Contrastes multivariados^d

Efecto		Valor	F	Gl de la hipótesis	Gl del error	Significación	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada ^a	
Entre sujetos	Intersección	Traza de Pillai	1,000	805272,6 ^b	3,000	109,000	,000	1,000	2415817,853	1,000
		Lambda de Wilks	,000	805272,6 ^b	3,000	109,000	,000	1,000	2415817,853	1,000
		Traza de Hotelling	22163,467	805272,6 ^b	3,000	109,000	,000	1,000	2415817,853	1,000
		Raíz mayor de Roy	22163,467	805272,6 ^b	3,000	109,000	,000	1,000	2415817,853	1,000
	Marca	Traza de Pillai	2,929	1536,609	9,000	333,000	,000	,976	13829,485	1,000
		Lambda de Wilks	,000	3634,567	9,000	265,428	,000	,980	13005,609	1,000
		Traza de Hotelling	180,111	2154,666	9,000	323,000	,000	,984	19391,997	1,000
		Raíz mayor de Roy	115,778	4283,797 ^c	3,000	111,000	,000	,991	12851,390	1,000
Intra-sujetos	pol	Traza de Pillai	,995	8005,662 ^b	3,000	109,000	,000	,995	24016,987	1,000
		Lambda de Wilks	,005	8005,662 ^b	3,000	109,000	,000	,995	24016,987	1,000
		Traza de Hotelling	220,339	8005,662 ^b	3,000	109,000	,000	,995	24016,987	1,000
		Raíz mayor de Roy	220,339	8005,662 ^b	3,000	109,000	,000	,995	24016,987	1,000
	pol * Marca	Traza de Pillai	2,303	122,284	9,000	333,000	,000	,768	1100,557	1,000
		Lambda de Wilks	,004	271,118	9,000	265,428	,000	,848	1480,094	1,000
		Traza de Hotelling	25,729	307,791	9,000	323,000	,000	,896	2770,117	1,000
		Raíz mayor de Roy	18,159	671,873 ^c	3,000	111,000	,000	,948	2015,618	1,000

a. Calculado con alfa = ,05

b. Estadístico exacto

c. El estadístico es un límite superior para la F el cual ofrece un límite inferior para el nivel de significación.

d.

Diseño: Intersección+Marca

Diseño intra sujetos: pol

Tabla 16: MANOVA de medidas repetidas para el color A-2

Los contrastes univariados (Tabla 17) indicaron un efecto significativo ($p<0,0005$) de la polimerización sobre las coordenadas del color para las tres coordenadas L, a y b con η^2 parciales iguales a 0,854; 0,957 y 0,993, respectivamente. Además, el efecto de la polimerización sobre L, a y b, respectivamente, no fue el mismo en todas las marcas

comerciales (es decir, en las distintas composiciones de los composites dentales), puesto que la interacción resultó significativa en cada una de las variables L, a y b (η^2 parciales iguales a 0,922; 0,519 y 0,883, respectivamente).

Contrastes univariados

Fuente	Medida		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada ^a
pol	L	Esfericidad asumida	113,775	1	113,775	650,232	,000	,854	650,232	1,000
		Greenhouse-Geisser	113,775	1,000	113,775	650,232	,000	,854	650,232	1,000
		Huynh-Feldt	113,775	1,000	113,775	650,232	,000	,854	650,232	1,000
		Límite-inferior	113,775	1,000	113,775	650,232	,000	,854	650,232	1,000
	a	Esfericidad asumida	29,525	1	29,525	2477,312	,000	,957	2477,312	1,000
		Greenhouse-Geisser	29,525	1,000	29,525	2477,312	,000	,957	2477,312	1,000
		Huynh-Feldt	29,525	1,000	29,525	2477,312	,000	,957	2477,312	1,000
		Límite-inferior	29,525	1,000	29,525	2477,312	,000	,957	2477,312	1,000
	b	Esfericidad asumida	3465,985	1	3465,985	15415,630	,000	,993	15415,630	1,000
		Greenhouse-Geisser	3465,985	1,000	3465,985	15415,630	,000	,993	15415,630	1,000
		Huynh-Feldt	3465,985	1,000	3465,985	15415,630	,000	,993	15415,630	1,000
		Límite-inferior	3465,985	1,000	3465,985	15415,630	,000	,993	15415,630	1,000
pol * Marca	L	Esfericidad asumida	230,533	3	76,844	439,172	,000	,922	1317,515	1,000
		Greenhouse-Geisser	230,533	3,000	76,844	439,172	,000	,922	1317,515	1,000
		Huynh-Feldt	230,533	3,000	76,844	439,172	,000	,922	1317,515	1,000
		Límite-inferior	230,533	3,000	76,844	439,172	,000	,922	1317,515	1,000
	a	Esfericidad asumida	1,426	3	,475	39,883	,000	,519	119,648	1,000
		Greenhouse-Geisser	1,426	3,000	,475	39,883	,000	,519	119,648	1,000
		Huynh-Feldt	1,426	3,000	,475	39,883	,000	,519	119,648	1,000
		Límite-inferior	1,426	3,000	,475	39,883	,000	,519	119,648	1,000
	b	Esfericidad asumida	188,749	3	62,916	279,832	,000	,883	839,496	1,000
		Greenhouse-Geisser	188,749	3,000	62,916	279,832	,000	,883	839,496	1,000
		Huynh-Feldt	188,749	3,000	62,916	279,832	,000	,883	839,496	1,000
		Límite-inferior	188,749	3,000	62,916	279,832	,000	,883	839,496	1,000
Error(pol)	L	Esfericidad asumida	19,422	111	,175					
		Greenhouse-Geisser	19,422	111,000	,175					
		Huynh-Feldt	19,422	111,000	,175					
		Límite-inferior	19,422	111,000	,175					
	a	Esfericidad asumida	1,323	111	,012					
		Greenhouse-Geisser	1,323	111,000	,012					
		Huynh-Feldt	1,323	111,000	,012					
		Límite-inferior	1,323	111,000	,012					
	b	Esfericidad asumida	24,957	111	,225					
		Greenhouse-Geisser	24,957	111,000	,225					
		Huynh-Feldt	24,957	111,000	,225					
		Límite-inferior	24,957	111,000	,225					

a. Calculado con alfa = ,05

Tabla 17: Contrastes univariados para estudiar el efecto intra-sujetos en el color A-2

El efecto de la polimerización sobre las coordenadas del color en las distintas marcas comerciales puede visualizarse en los gráficos de perfil de las Figuras 59, 60 y 61:

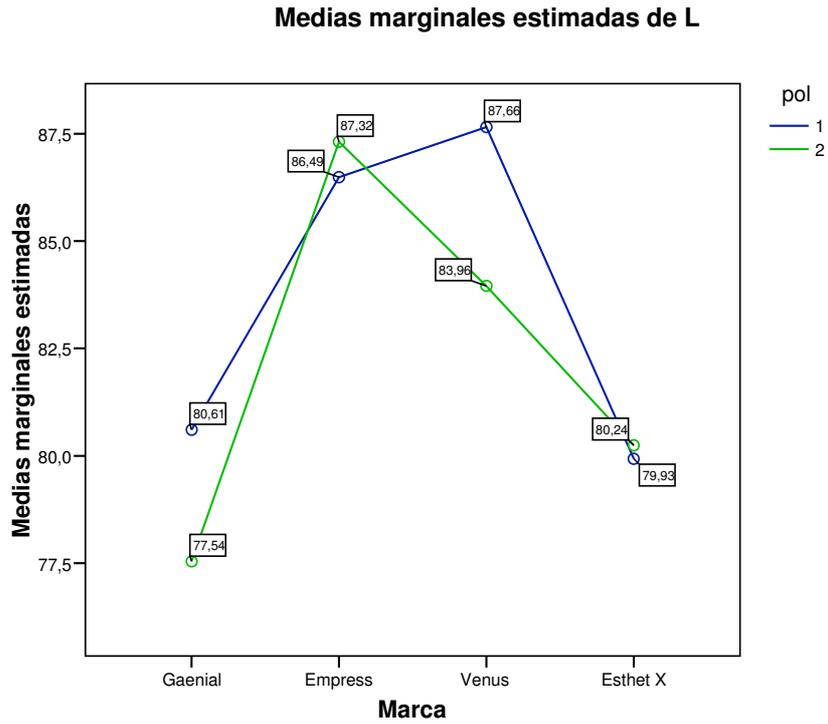


Figura 59: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-2)

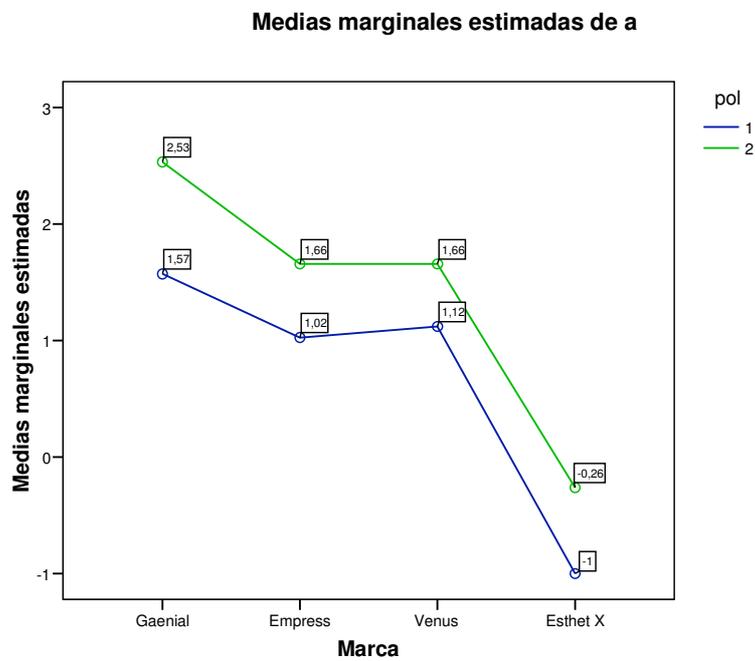


Figura 60: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-2)

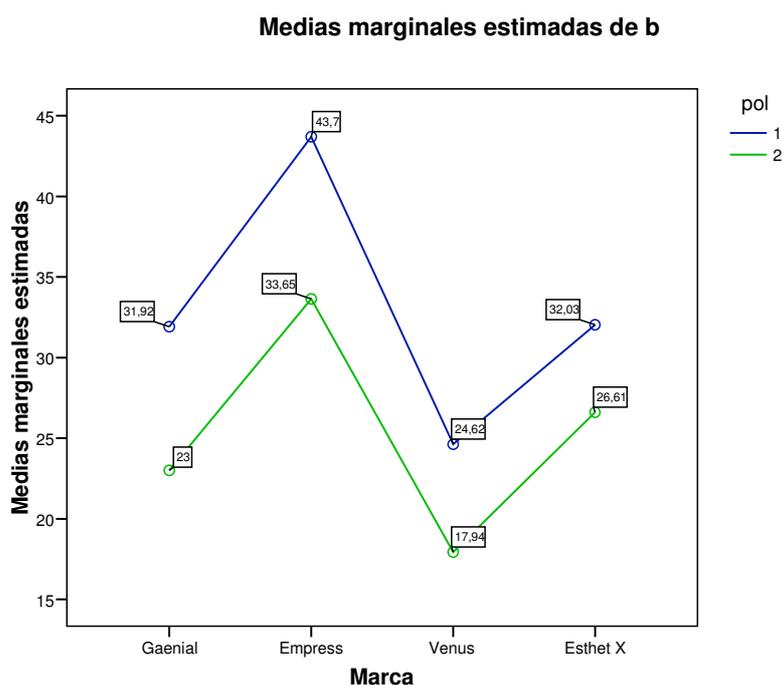


Figura 61: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-2)

De estos gráficos, puede concluirse que la polimerización hace que los composites dentales en la variable L no presenten un comportamiento estable (coordenada L después de la polimerización pasa de menor a mayor que la coordenada L antes de la misma, dependiendo de la marca), cambien hacia el rojo (coordenada a antes de la polimerización mayor que la coordenada a antes) y cambien hacia el azul (coordenada b después de la polimerización menor que la coordenada b antes).

5.2.2.- Color A-3

Para el color A-3, la polimerización con lámpara LED también tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre las coordenadas cartesianas del color ($F(3, 108)=4641,819, p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,992. Además, al igual que ocurrió con el color A-2, el efecto de la polimerización sobre las coordenadas del color no fue el mismo en todas las marcas comerciales, ya que la interacción resultó estadísticamente significativa ($F(9; 262,994)=324,939 p<0,0005$).

Con respecto a las diferencias en las cuatro marcas comerciales, se observó que la marca comercial también tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre las

coordenadas del color ($F(9; 262,994)=2362,557$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,972.

Los contrastes univariados mostraron diferencias estadísticamente significativas en las tres coordenadas de color, L, a y b ($p<0,0005$) con η^2 parciales iguales a 0,907, 0,941, 0,991, respectivamente. Tampoco fue el mismo el efecto de de la polimerización en las distintas composiciones de los composites dentales, ya que la interacción es significativa en cada una de las tres variables, L, a y b (η^2 parciales iguales a 0,950, 0,678, 0,882, respetivamente).

Los gráficos de perfil obtenidos (Figuras 62, 63 y 64) muestran de manera visual los cambios producidos en las medias de cada una de las coordenadas tras la polimerización.

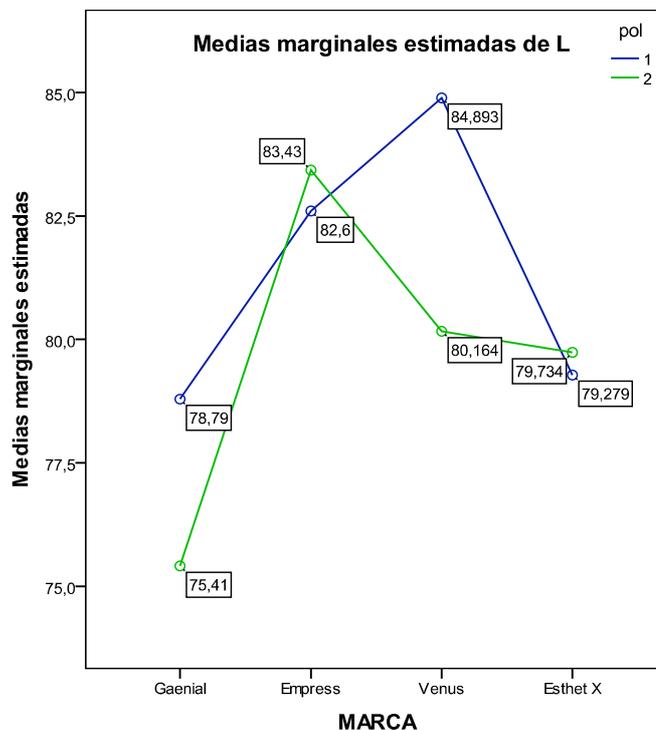


Figura 62: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-3)

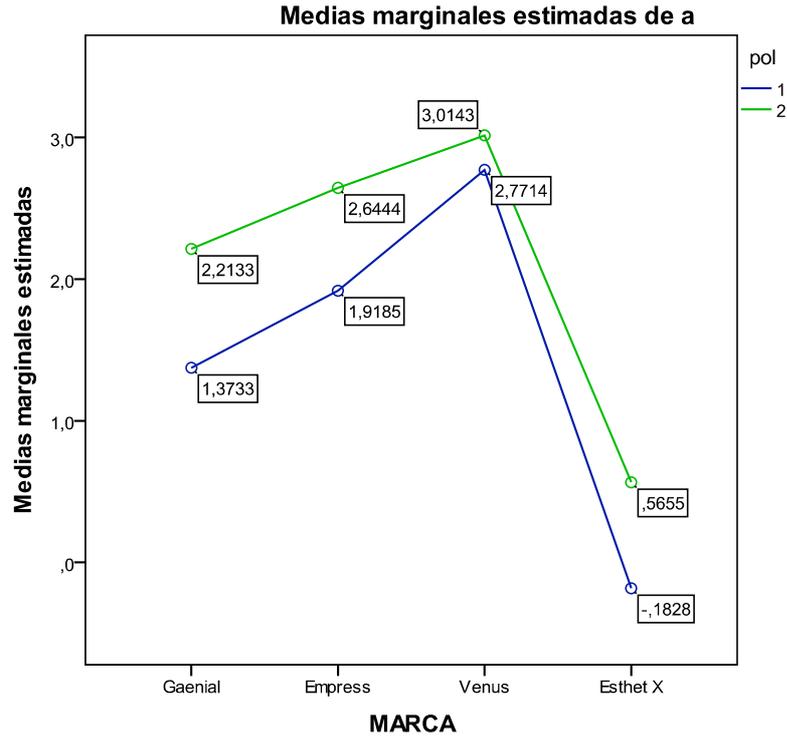


Figura 63: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-3)

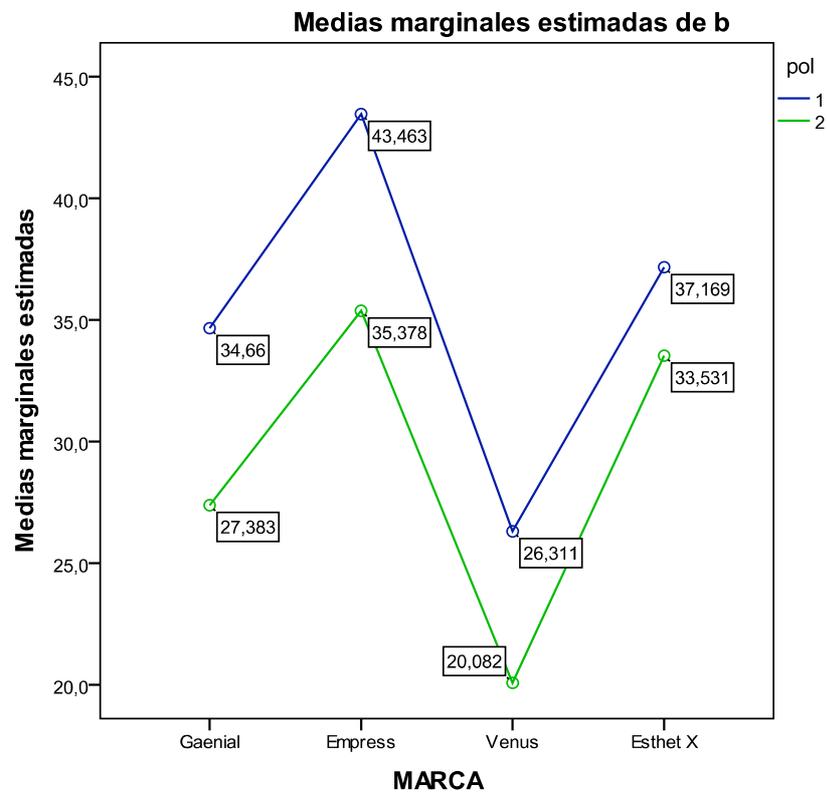


Figura 64: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color A-3)

Comparando estos gráficos con los gráficos de perfil obtenidos para el color A-2, se puede concluir que el comportamiento de los composites dentales de color A-3 con respecto a la polimerización con lámpara LED es similar al que presentan los composites dentales de color A-2: la polimerización hace que los composites se oscurezcan (para Gaenial y Venus), cambien hacia el rojo y pierdan cantidad de amarillo.

5.2.3.- Color B-2

De forma similar a lo visto en los colores anteriores, la polimerización tuvo un efecto estadísticamente significativo ($F(3, 85) = 2856, 214, p < 0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,990. El efecto de la polimerización en las distintas marcas comerciales no fue el mismo ya que se encontró interacción estadísticamente significativa ($F(6, 172,00) = 46, 521, p < 0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,619.

También el factor inter-sujetos (marca comercial) presentó un efecto estadísticamente significativo sobre el color ($F(6, 170,00) = 1032, 821, p < 0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,973.

Los contrastes univariados indicaron que el efecto de la polimerización fue significativo ($p < 0,0005$) para L, a y b con η^2 parciales iguales a 0,885, 0,960 y 0,988 respectivamente. Además el efecto de la polimerización sobre L a y b no fue el mismo en las cuatro marcas comerciales, ya que la interacción es significativa en las tres variables (η^2 parciales 0,894, 0,149 y 0,554, respectivamente).

A continuación se muestran los gráficos de perfil obtenidos (Figuras 65, 66 y 67):

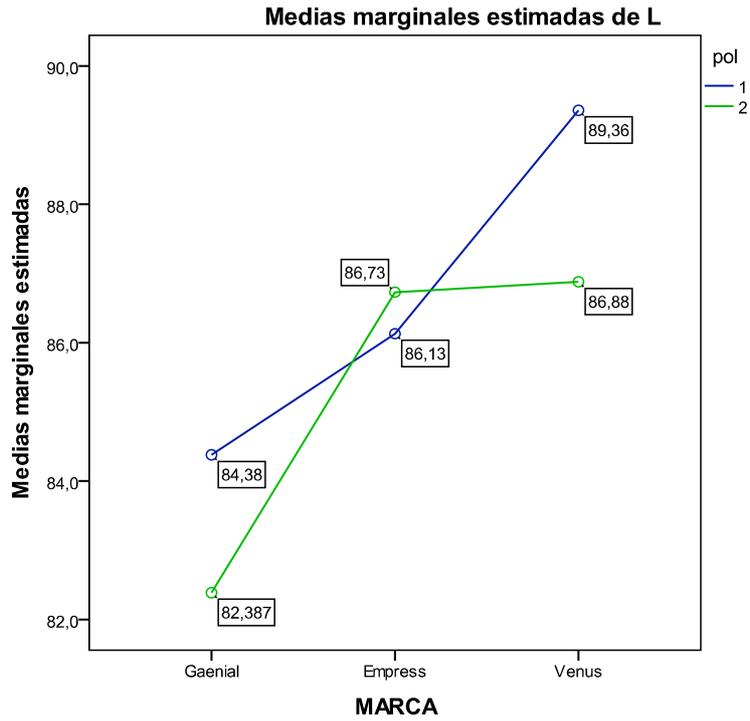


Figura 65: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-2)

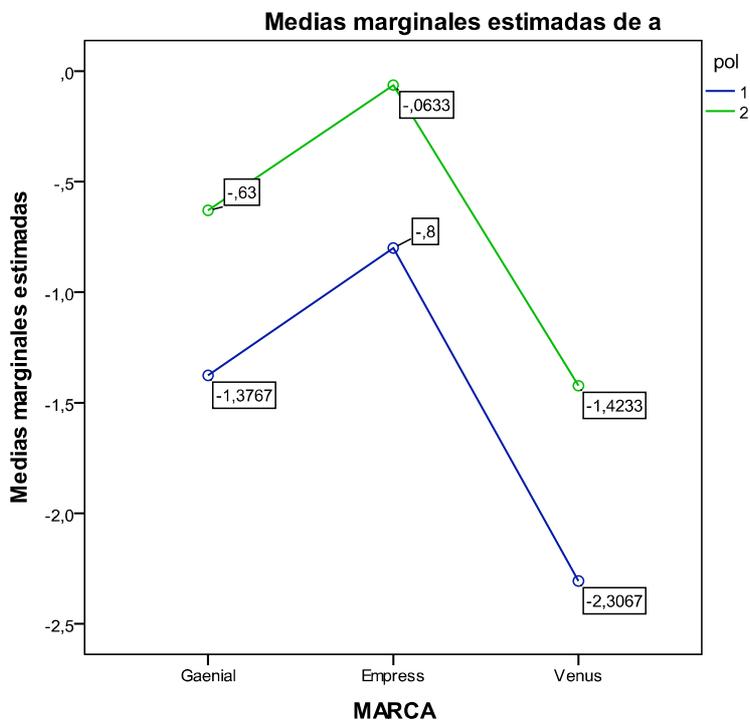


Figura 66: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-2)

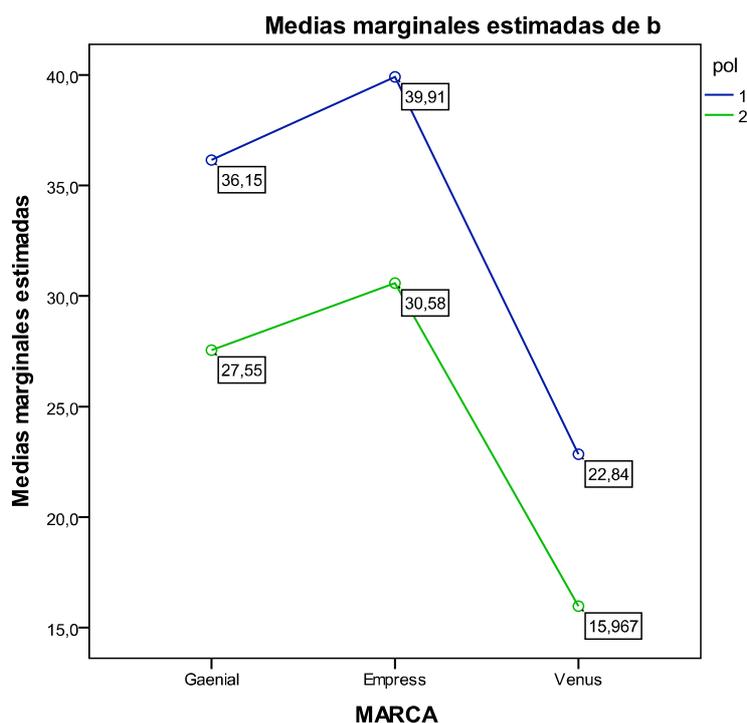


Figura 67: Medias de la variable *b* en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-2)

5.2.4. Color B-3

En el color B-3 solo tenemos representación de dos marcas comerciales, Gaenial y Venus.

Los contrastes multivariados evidenciaron que la polimerización tuvo una influencia estadísticamente significativa sobre las variables de estudio ($F(3, 55,00) = 4192, 396$, $p < 0,0005$) con un η^2 parcial de 0,996. La marca comercial también tuvo un efecto en las coordenadas de color estadísticamente significativo ($F(3, 55,00) = 4042, 547$, $p < 0,0005$) con un η^2 parcial de 0,995.

Con respecto al efecto interacción entre polimerización y marca comercial, también resultó estadísticamente significativo ($F(3, 55,00) = 70,036$, $p < 0,0005$) con un η^2 parcial de 0,793.

Los contrastes univariados indicaron que el efecto de la polimerización sobre las coordenadas del color fue significativo ($p < 0,0005$) para L, a y b con η^2 parciales iguales a 0,937, 0,952 y 0,994, respectivamente. Además, el efecto provocado por la

polimerización no fue homogéneo en todas las marcas comerciales, porque la interacción resultó significativa en las tres variables de estudio, L, a y b (η^2 parciales de 0,278, 0,369 y 0,628, respectivamente).

En las Figuras 68, 69 y 70 se representan los gráficos de perfil para las tres variables de estudio.

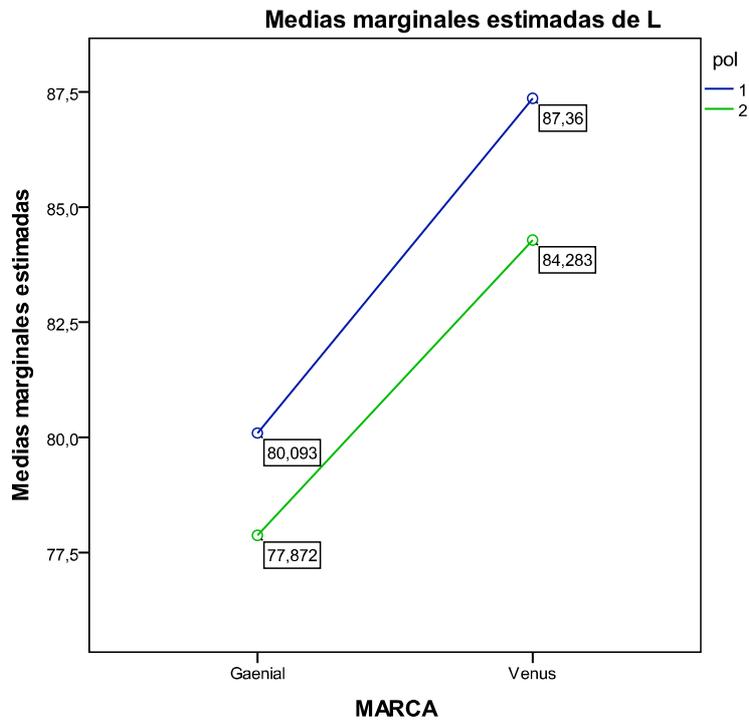


Figura 68: Medias de la variable L en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-3)

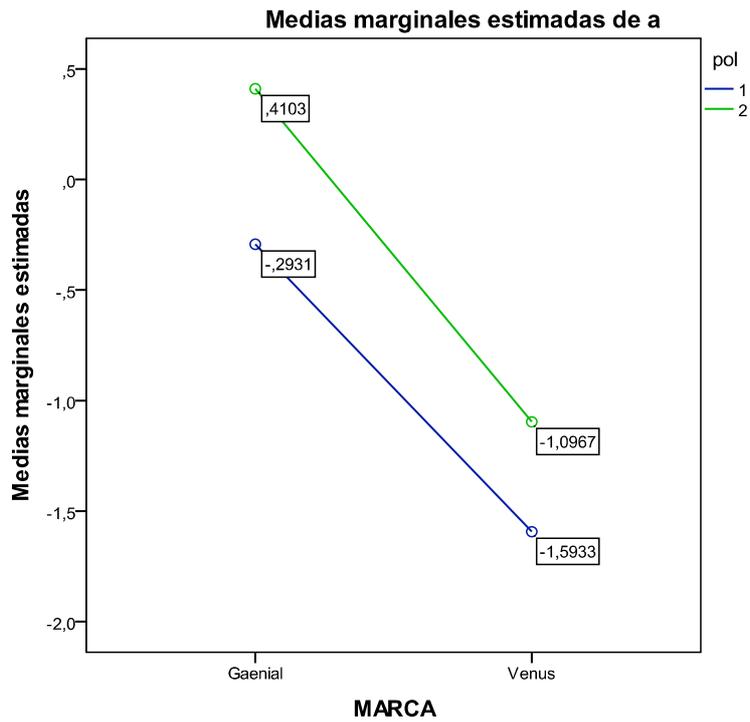


Figura 69: Medias de la variable a en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-3)

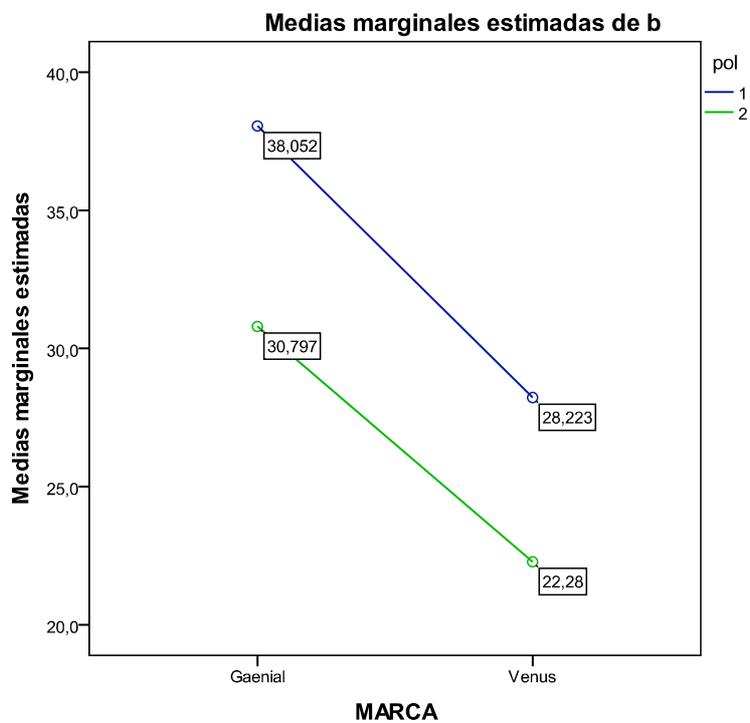


Figura 70: Medias de la variable b en las cuatro marcas comerciales antes (1) y después (2) de la polimerización con lámpara LED (Color B-3)

5.2.5. Efecto de la polimerización sobre los composites dentales.

En todos los colores estudiados, el efecto de la polimerización parece ser el mismo: la polimerización con lámpara LED provoca que los composites dentales se oscurezcan, cambien hacia el rojo y cambien hacia el azul, aunque el cambio se produce en mayor o menor medida dependiendo de la marca comercial de los mismos.

5.3.- ESTUDIO DEL EFECTO DEL MEDIO DE CONSERVACIÓN SOBRE EL COLOR DE LAS RESINAS DENTALES

El tercer objetivo del trabajo trata de la comparación de los cambios de color ocurridos en las resinas dentales almacenadas en suero fisiológico con los ocurridos en las almacenadas en Coca-cola.

Se eligió el color A-3 para realizar esta comparación, por ser este color uno de los más utilizados en la práctica clínica. Además, sólo se consideraron las tres primeras marcas comerciales (Gaenial, Empress y Venus) puesto que no se conservaron en Coca-cola composites dentales de la marca Esthet X.

Las resinas dentales, polimerizadas previamente mediante la lámpara LED, se mantuvieron en el medio de conservación durante dos periodos temporales: 7 días y 4 semanas. Antes de almacenarlas se registraron las coordenadas de color obtenidas mediante espectrofotómetro, volviendo a medirse estas coordenadas al final de cada uno de los periodos temporales. A partir de las coordenadas obtenidas, se obtuvo la diferencia de color en cada periodo temporal, aplicando la fórmula euclídea.

La Tabla 17 recoge las diferencias medias de color (ΔE) después del almacenamiento durante 7 días y 4 semanas en dos medios de conservación distintos:

	Suero fisiológico		Coca-cola	
	7 días	4 semanas	7 días	4 semanas
Gaenial	2,51 ± 0,75	3,32 ± 1,62	2,62 ± 0,68	2,37 ± 0,71
Empress	0,91 ± 0,39	1,54 ± 0,71	3,50 ± 2,12	3,57 ± 0,82
Venus	4,10 ± 0,99	5,10 ± 1,08	3,15 ± 0,91	2,87 ± 0,94

Tabla 17 : Resumen de diferencias medias de color en los dos medios de conservación (resinas dentales de color A-3)

Para abordar el tercer objetivo se realizó un ANOVA de tres vías (marca comercial, medio de conservación, periodo temporal) con la diferencia de color ΔE como variable dependiente o respuesta.

Como puede verse en la Tabla 18, se encontró una interacción medio de conservación-periodo temporal que resultó significativa ($p < 0,0005$), significando que el efecto del medio de conservación sobre el color no fue el mismo en los dos periodos temporales considerados. Por eso compararamos por separado los dos medios de consevación en cada uno de los periodos de tiempo.

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Inc E

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	379,489 ^a	11	34,499	29,547	,000
Intersección	3032,408	1	3032,408	2597,098	,000
Marca	127,713	2	63,857	54,690	,000
Medio	,901	1	,901	,772	,380
Periodo	9,351	1	9,351	8,009	,005
Marca * Medio	226,931	2	113,466	97,177	,000
Marca * Periodo	,109	2	,054	,047	,955
Medio * Periodo	20,132	1	20,132	17,242	,000
Marca * Medio *	2,017	2	1,008	,864	,423
Periodo					
Error	389,983	334	1,168		
Total	3849,510	346			
Total corregida	769,472	345			

a. R cuadrado = ,493 (R cuadrado corregida = ,476)

Tabla 18: Resumen del ANOVA de tres vías realizado (resinas dentales de color A-3)

5.3.1.- Conservación durante 7 días

Se realizó un ANOVA de dos vías con los datos obtenidos en discos polimerizados y almacenados en suero fisiológico y en Coca-Cola durante siete días, que reveló una interacción significativa entre la marca y el medio de almacenamiento (Tabla 19).

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente:incE7d

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad Parámetro	Potencia observada ^b
Modelo corregido	162,214 ^a	5	32,443	25,516	,000	,438	127,581	1,000
Intersección	1328,552	1	1328,552	1044,905	,000	,864	1044,905	1,000
MARCA	61,347	2	30,674	24,125	,000	,227	48,249	1,000
medio	14,514	1	14,514	11,415	,001	,065	11,415	,919
MARCA * medio	91,396	2	45,698	35,942	,000	,305	71,883	1,000
Error	208,519	164	1,271					
Total	1732,450	170						
Total corregida	370,733	169						

a. R cuadrado = ,438 (R cuadrado corregida = ,420)
 b. Calculado con alfa = ,05

Tabla 19: ANOVA de dos vías (marca-medio) para ΔE después de 7 días de conservación

La Figura 71 muestra gráficamente los valores medios de la diferencia de color para cada marca comercial y cada medio de conservación.

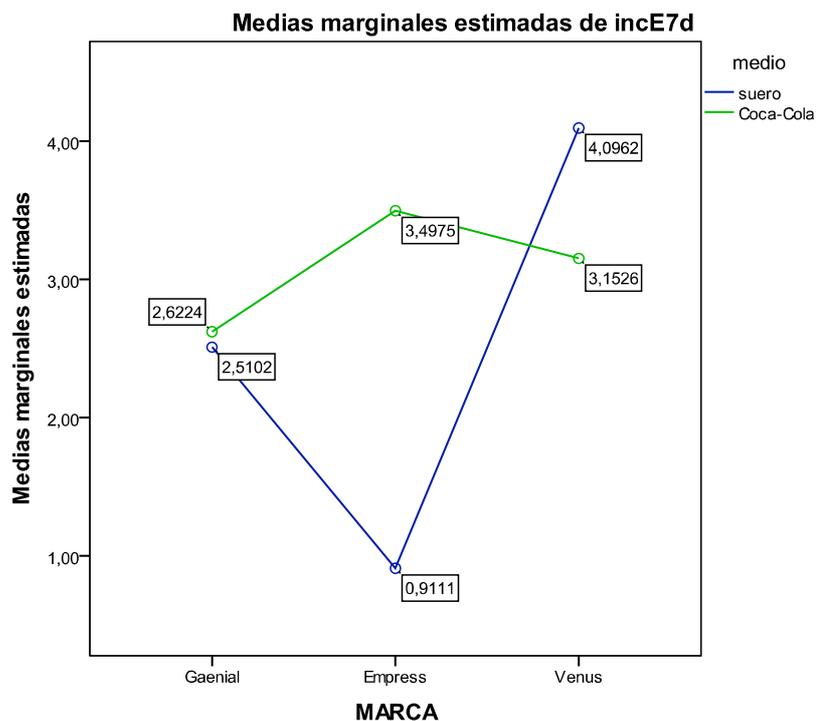


Figura 71: Diferencias medias de color a la semana en suero y Coca-Cola

Las diferencias en el cambio de color entre los medios de almacenamiento fueron significativas para las marcas Empress y Venus (en ambos casos, $p < 0,0005$). Para los discos de la marca Empress, se produjo un mayor cambio de color en los almacenados en Coca-cola; por el contrario, para los discos de la marca Venus, se produjo un mayor cambio de color en los almacenados en suero fisiológico.

Para analizar más a fondo esos cambios de color, estudiamos por separado los incrementos en L, a y b. La Figura 72 muestra los resultados obtenidos para el primero de ellos:

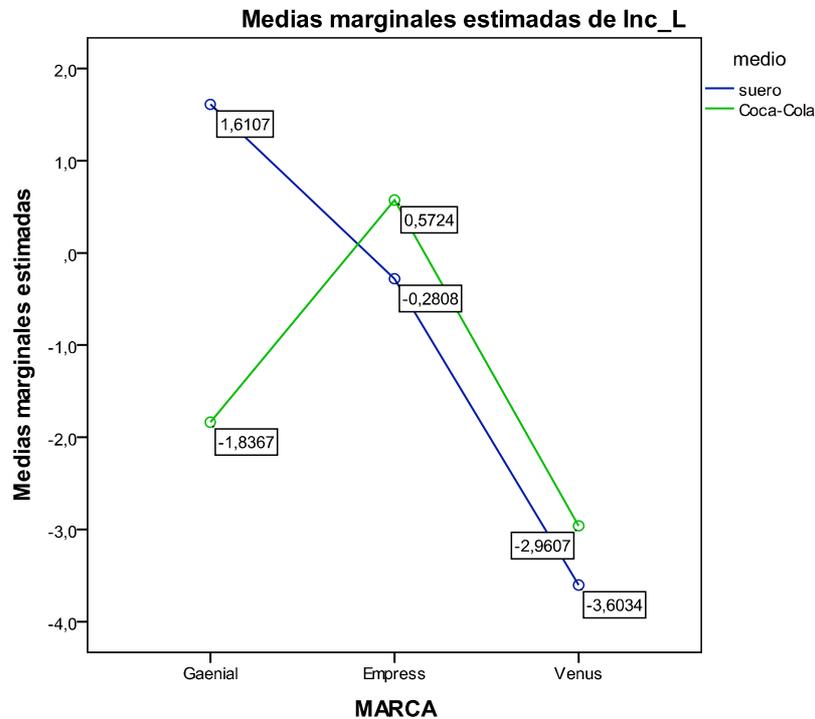


Figura 72: Incremento medio de L a la semana en suero y Coca-Cola

Aplicando la corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples, se concluyó que el medio de almacenamiento sólo tuvo efecto significativo sobre el cambio de luminosidad en los discos de la marca Gaenial: los almacenados en suero aumentan en luminosidad (valores positivos de ΔL), mientras que los almacenados en Coca-cola se oscurecen (valores negativos de ΔL).

En cuanto al Δa (Figura 73), se concluyó que el medio de almacenamiento tuvo efecto significativo sobre el cambio en la variable a en los discos de todas las marcas: el almacenamiento en suero produjo cambios de color hacia el verde, mientras que el almacenamiento en Coca-cola produjo cambios de color hacia el rojo, salvo en la marca Gaenial que lo hizo hacia el verde. En esta marca, sin embargo, el cambio hacia el verde fue menor en Coca-cola que en suero.

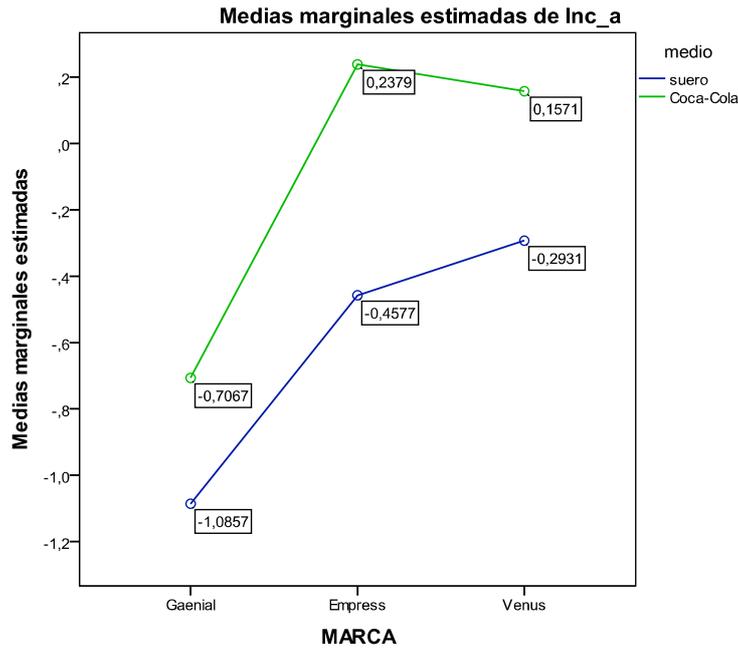


Figura 73: Incremento medio de a tras una semana en suero y Coca-Cola

Finalmente, el análisis de Δb (Figura 74) permitió concluir que el medio de almacenamiento tuvo efecto significativo sobre el cambio en la variable b en los discos de todas las marcas: el almacenamiento en suero produjo cambios de color hacia el azul, mientras que el almacenamiento en Coca-cola produjo cambios de color hacia el amarillo, que fue más acusado para los discos de la marca Empress.

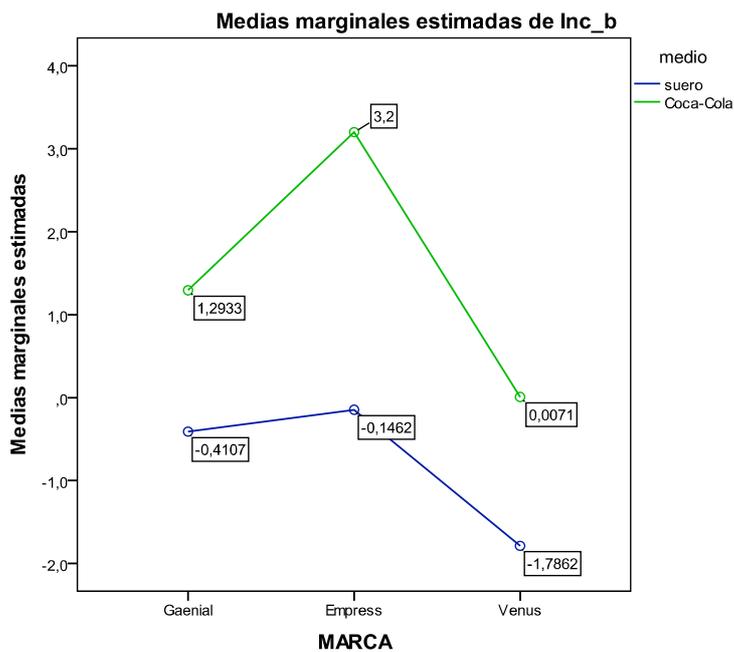


Figura 74: Incremento medio de b tras una semana en suero y Coca-Cola

5.3.2.- Conservación durante 4 semanas

Puesto que los análisis realizados en este caso son similares a los del subapartado anterior, comentamos los resultados obtenidos brevemente.

La Figura 75 muestra las medias de ΔE tras cuatro semanas de almacenamiento.

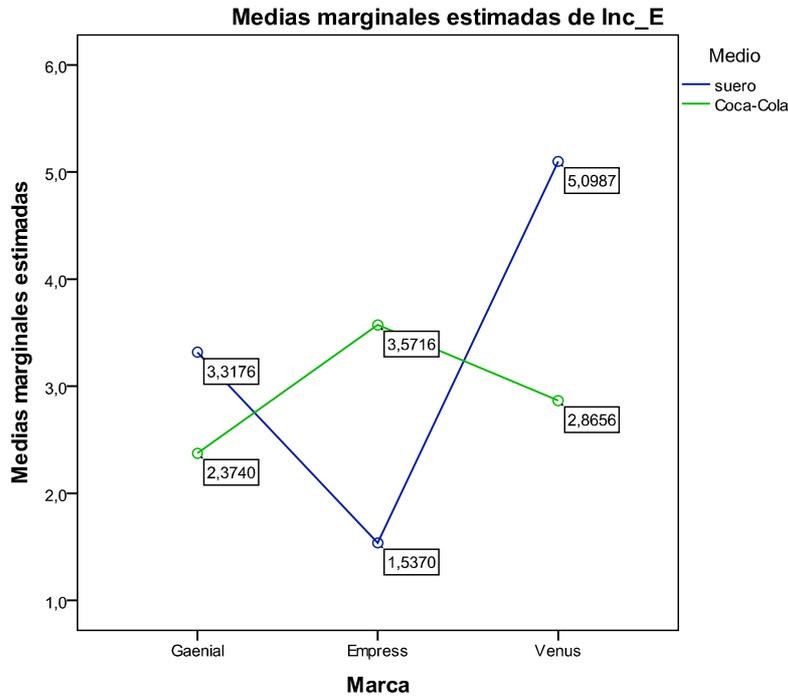


Figura 75: Incremento medio de color (ΔE) tras cuatro semana en suero y Coca-Cola

Las diferencias, entre los medios de almacenamiento fueron significativas para todas las marcas ($p < 0,0005$). Para los discos de la marca Gaenial el cambio de color entre los dos medios fue menor, produciéndose un mayor cambio de color en la marca Venus. Para los discos de la marca Empress, se produjo un mayor cambio de color en los almacenados en Coca-cola y justo al contrario ocurrió para los discos de las marcas Gaenial y Venus.

La Figura 76 muestra los incrementos medios en la coordenada L tras las cuatro semanas de conservación.

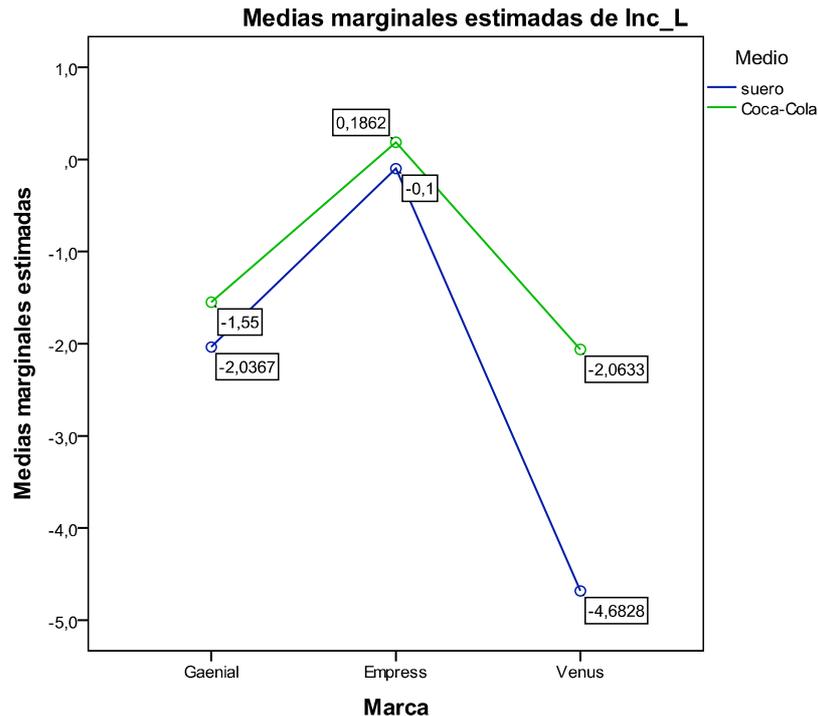


Figura 76: Incremento medio de *L* tras cuatro semanas en suero y Coca-cola

El medio de almacenamiento sólo tuvo efecto significativo sobre el cambio de luminosidad en los discos de la marca Venus: se observó que, tanto los composites dentales almacenados en suero como los almacenados en Coca-cola, se oscurecieron pero este oscurecimiento fue mayor en los almacenados en suero. Cabría esperar que la luminosidad fuese más negativa en el medio de conservación Coca-cola, pero los resultados obtenidos no corroboraron esta suposición.

En cuanto al incremento de *a* (Figura 77), el medio de almacenamiento tuvo efecto significativo sobre el cambio en la variable *a* en los discos de las marcas Empress y Venus: el almacenamiento en suero produjo cambios de color hacia el verde, mientras que el almacenamiento en Coca-cola produjo cambios de color hacia el rojo. En la marca Gaenial, el medio de almacenamiento no tuvo un efecto significativo, observándose que en ambos medios los incrementos de color fueron negativos, existiendo por tanto una tendencia hacia el verde.

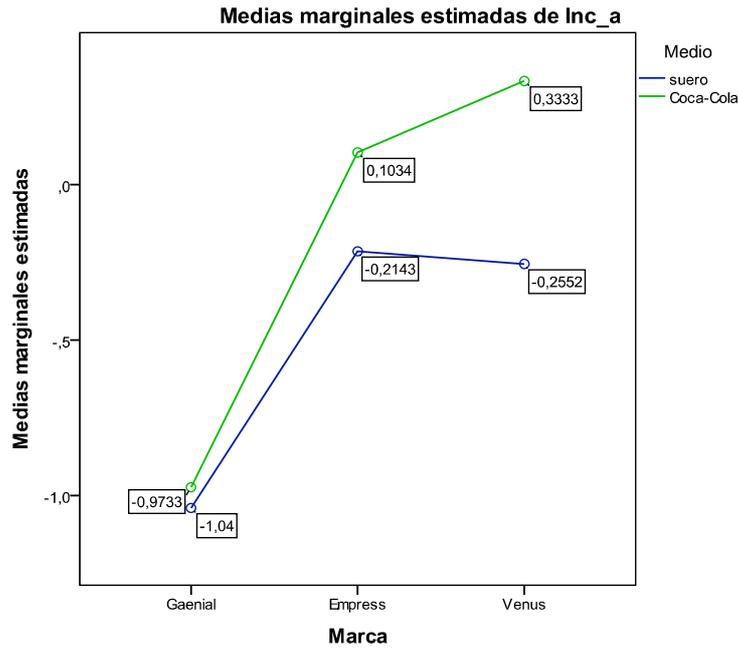


Figura 77: Incremento medio de a tras cuatro semanas en suero y Coca-cola

Finalmente, el análisis del incremento de b (Figura 78) indicó que el medio de almacenamiento tuvo un efecto significativo sobre el cambio en la variable b en los discos de todas las marcas: el almacenamiento en suero produjo cambios de color hacia el azul, mientras que el almacenamiento en Coca-cola produjo cambios de color hacia el amarillo, más acusados para los discos de la marca Empress.

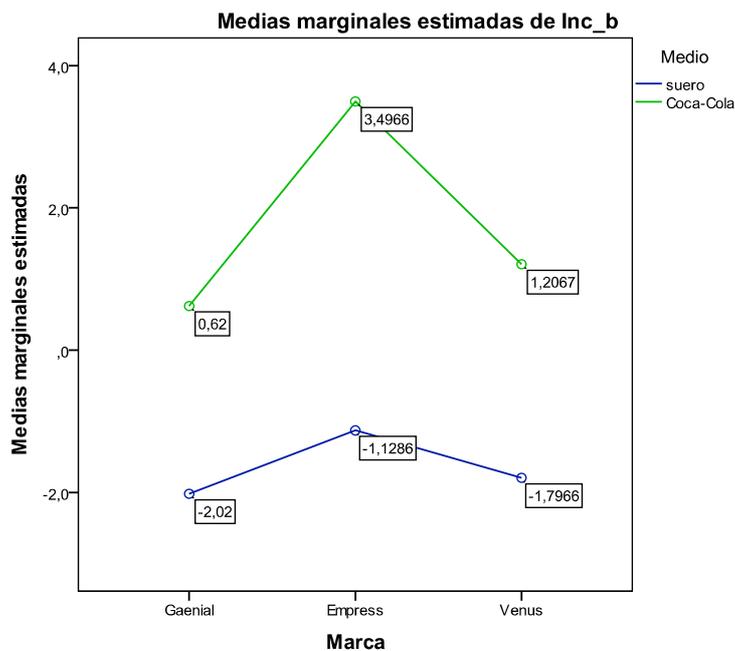


Figura 78: Incremento medio de b tras cuatro semanas en suero y Coca-cola

5.4.- ESTUDIO DEL EFECTO DEL TIEMPO DE CONSERVACIÓN SOBRE EL COLOR DE LAS RESINAS DENTALES

El cuarto objetivo que se planteó en este trabajo pretende comprobar cómo afecta el periodo temporal de conservación en suero fisiológico al color de las resinas dentales.

Para abordar este objetivo, consideramos de nuevo los composites dentales de color A-3 ya polimerizados de las marcas Gaenial, Empress y Venus. Al principio del experimento, registramos sus coordenadas de color y, posteriormente, los conservamos en suero durante cuatro periodos temporales: 24 horas, 7 días, 4 semanas y 12 semanas. Transcurridos cada uno de estos periodos, volvimos a registrar sus coordenadas de color y, mediante la fórmula euclídea, determinamos el cambio de color ocurrido en cada periodo temporal: ΔE a las 24 horas, ΔE a los 7 días, ΔE a las 4 semanas y ΔE a las 12 semanas.

Para evaluar el efecto del tiempo de almacenamiento sobre el color, realizamos un ANOVA con medidas repetidas con un factor intra-sujetos, el tiempo de almacenamiento, y un factor inter-sujetos, la marca comercial.

El tiempo de conservación tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre los cambios de color ocurridos ($F(3, 78)=64,125$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,712. Además, el efecto del tiempo de conservación sobre los cambios de color no fue el mismo en todas las marcas comerciales, ya que la interacción resultó estadísticamente significativa ($F(6; 156)=21,927$, $p<0,0005$) con un $\eta^2=0,458$.

Por otra parte, la marca comercial tuvo también un efecto sobre los cambios del color que resultó ser estadísticamente significativo ($F(2; 80)=93,928$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,701.

Las diferencias medias de color (ΔE) obtenidas en cada marca comercial tras los diferentes periodos de conservación se muestran en la Figura 79:

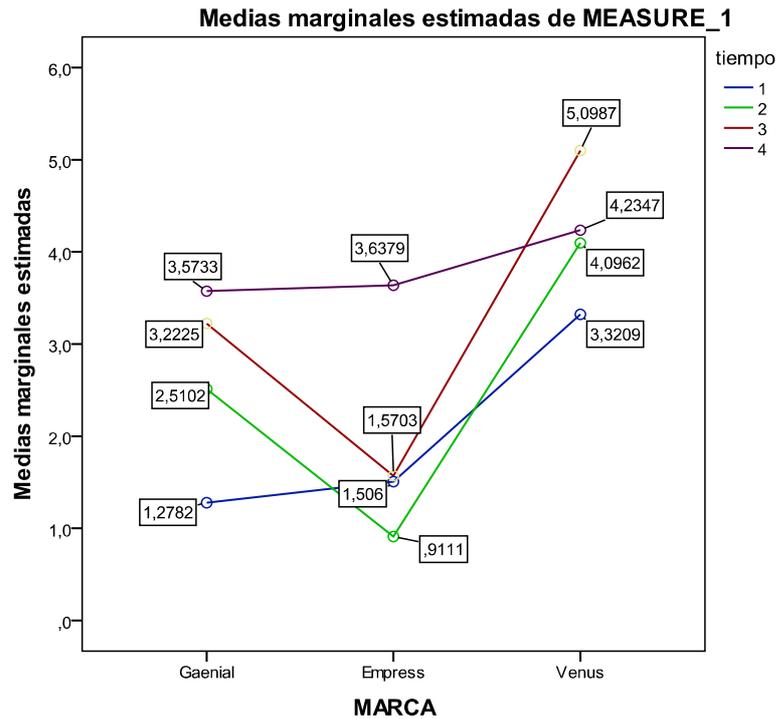


Figura 79: Diferencias medias de color en las tres marcas consideradas y en los diferentes periodos de conservación (**tiempo 1**, 24 horas; **tiempo 2**, 7 días; **tiempo 3**, 4 semanas; **tiempo 4**, 12 semanas)

En general, cuanto mayor fue el tiempo de conservación en suero fisiológico, mayor fue el cambio en el color. Además, cuando los discos se conservaron 12 semanas en suero, los cambios de color resultaron perceptibles para el ojo humano ($\Delta E > 3$ en todas las marcas).

Para determinar cómo afectan los diferentes periodos estudiados en las coordenadas del color, realizamos un MANOVA con medidas repetidas, usando como variables dependientes los incrementos en L, en a y en b (ΔL , Δa , Δb). De nuevo, el factor intra-sujetos fue el tiempo de conservación (con cuatro niveles) y el factor inter-sujetos, la marca comercial (con tres niveles).

El tiempo de conservación tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre los cambios en las coordenadas del color ($F(9, 72)=101,280$, $p < 0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,927. Además, el efecto del tiempo de conservación sobre los cambios en las coordenadas del color no fue el mismo en todas las marcas comerciales, ya que la interacción resultó estadísticamente significativa ($F(18; 144)=45,288$, $p < 0,0005$) con $\eta^2=0,850$.

Por otra parte, la marca comercial tuvo también un efecto sobre los cambios en las coordenadas del color que resultó ser estadísticamente significativo ($F(6; 156)=97,554$, $p<0,0005$) con un η^2 parcial igual a 0,790.

Los contrastes indicaron que el efecto del tiempo de conservación sobre los cambios en las coordenadas del color fue significativo ($p<0,0005$) para las tres coordenadas L, a y b con η^2 parciales iguales a 0,593; 0,127 y 0,461, respectivamente. Además, el efecto del tiempo de conservación sobre ΔL , Δa y Δb , respectivamente, no fue el mismo en todas las marcas comerciales (es decir, en las distintas composiciones de los composites dentales), puesto que la interacción fue significativa en cada una de estas variables

El efecto del tiempo de conservación sobre los cambios en las coordenadas del color en las distintas marcas comerciales puede visualizarse mediante los gráficos de perfil (Figura 80).

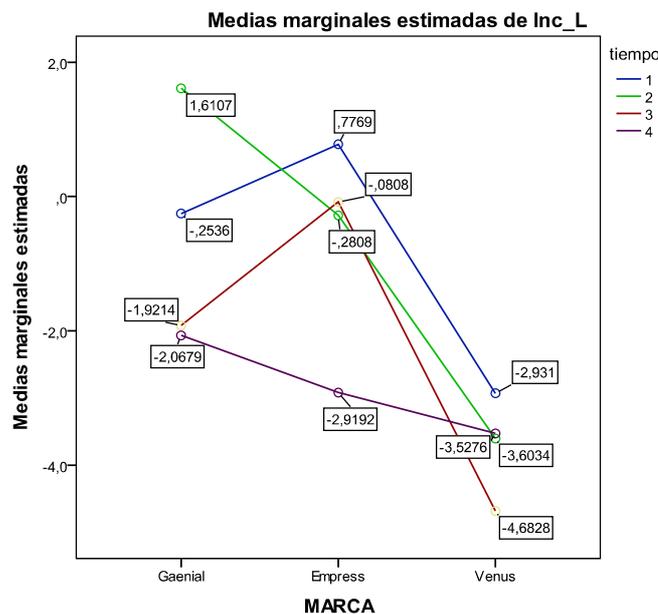


Figura 80: Incrementos medios de L ocurridos en los distintos periodos de tiempo

Considerando que los cambios de L inferiores a 3 unidades no serían perceptibles para el ojo humano, los únicos cambios en la coordenada L que resultarían perceptibles a simple vista ocurrieron únicamente para los discos de la marca Venus conservados durante 1, 4 o 12 semanas (Figura 81).

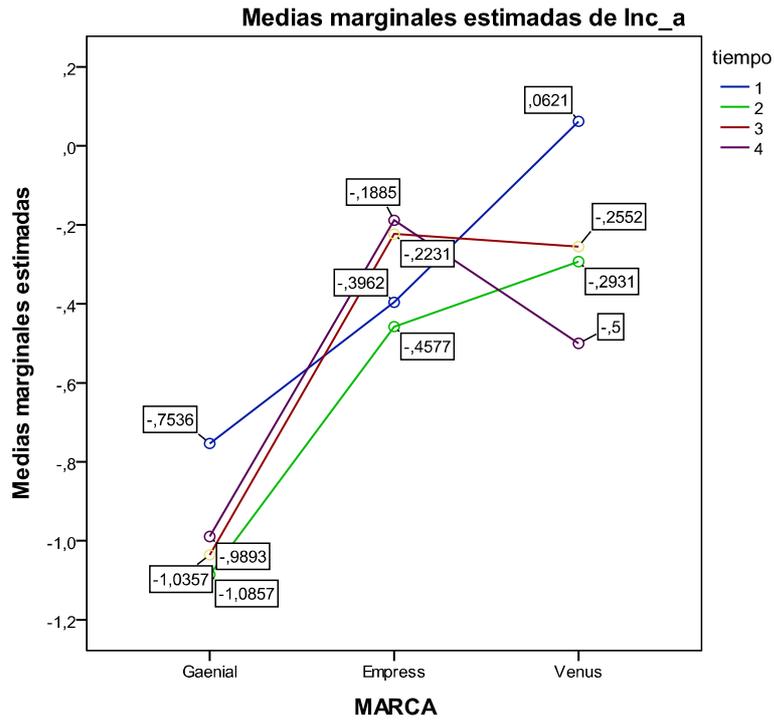


Figura 81: Incrementos medios de a ocurridos en los distintos periodos de tiempo

Para la variable Δa , que mide las oscilaciones en el eje rojo – verde, los valores fueron claramente inferiores a los obtenidos en la luminosidad y no resultaron perceptibles desde un punto de vista cromático (Figura 82).

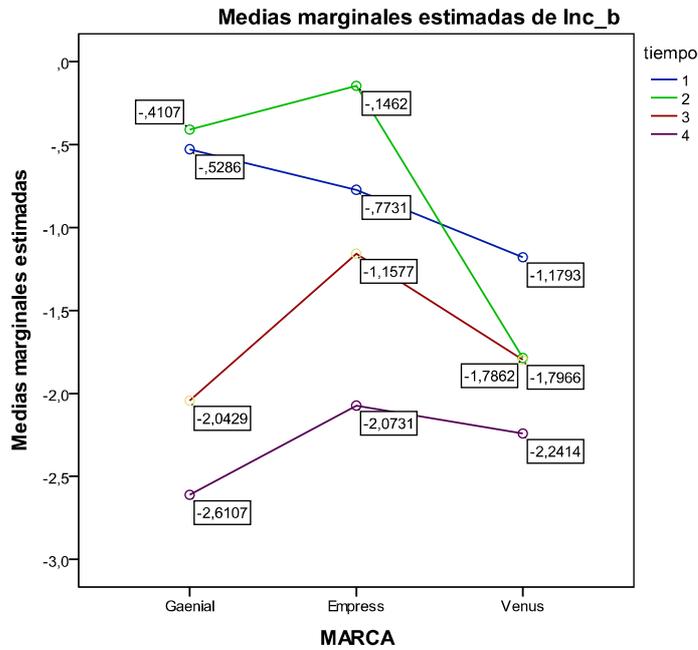


Figura 82: Incrementos medios de b ocurridos en los distintos periodos de tiempo

Finalmente, para la variable Δb , que mide los cambios de color producidos en el eje amarillo-azul, los cambios tampoco resultaron perceptibles a simple vista (Figura 82). Para completar este apartado se crearon unos gráficos (Figuras 83, 84, 85 y 86) a modo de resumen donde visualmente pueden cuantificarse los cambios producidos con el paso del tiempo en los composites dentales de color A-3 conservados en suero en las distintas coordenadas del color.

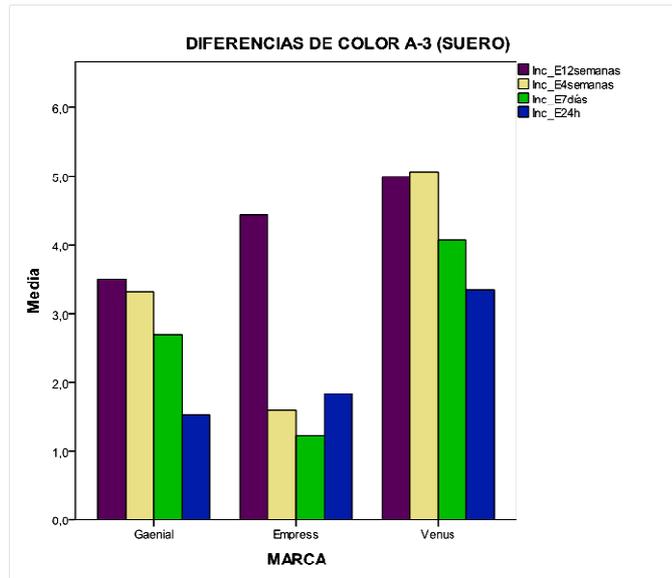


Figura 83: Cambios de color para el composite A-3 almacenado en suero en los periodos temporales considerados

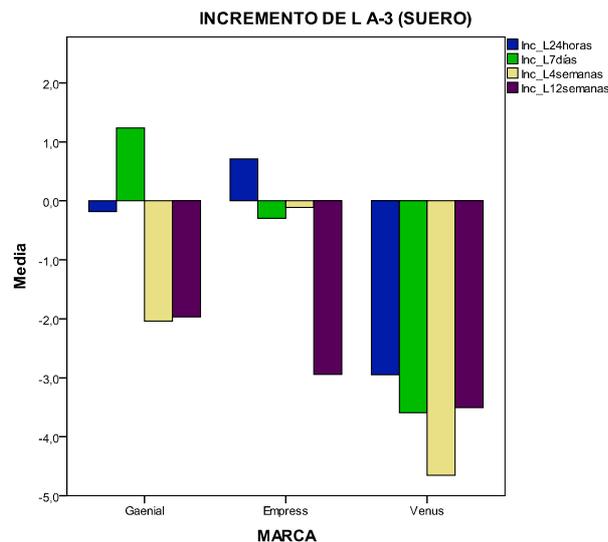


Figura 84: Cambios en la coordenada L para el composite A-3 en los periodos temporales considerados

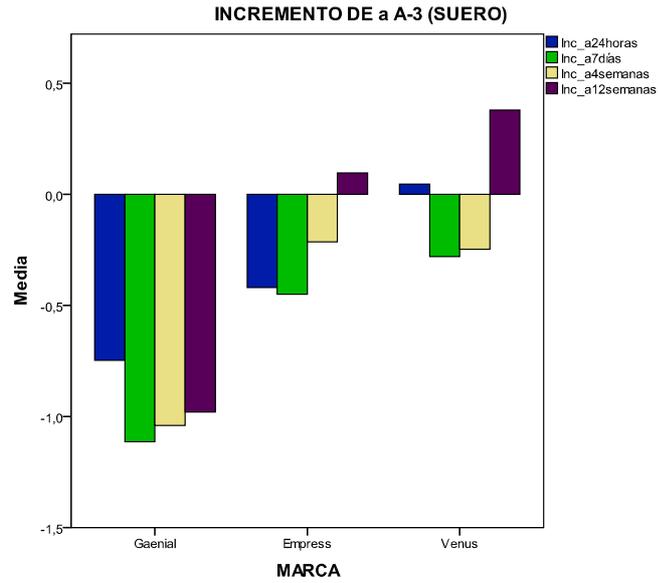


Figura 85: Cambios en la coordenada a para el composite A-3 en los periodos temporales considerados

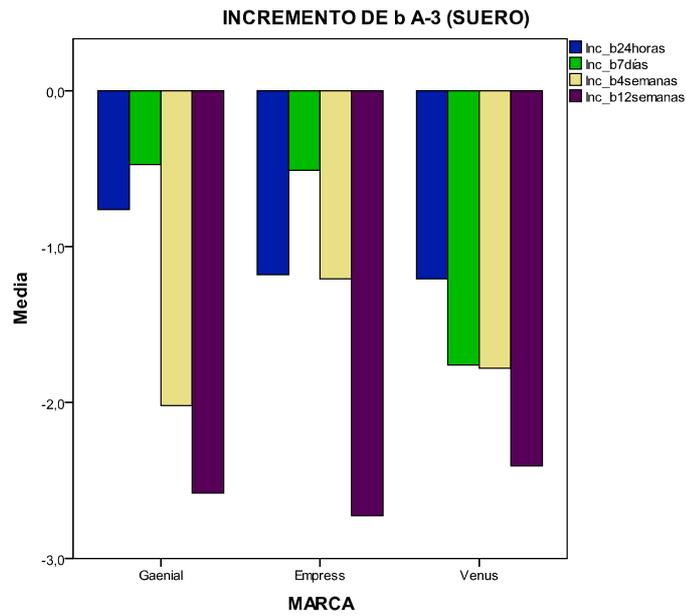


Figura 86: Cambios en la coordenada b para el composite A-3 en los periodos temporales considerados

5.5.- COMPARACIÓN DE LAS FÓRMULAS EUCLÍDEA Y CIEDE2000 PARA MEDIR LA DIFERENCIA DE COLOR

En los apartados anteriores, se midieron las diferencias de color usando la fórmula euclídea, que es una fórmula sencilla de aplicar. En 2001, CIE publicó una fórmula más sofisticada, la CIEDE2000, para calcular las diferencias de color. Esta fórmula parece mejor que las precedentes, pero es más complicada de aplicar (Sharma et al., 2004)¹¹⁵.

En este trabajo, nos planteamos como quinto objetivo comparar la fórmula CIEDE2000 con la fórmula euclídea para determinar cuál de ellas capta mejor las diferencias de color que son perceptibles por el ojo humano.

Para abordar este objetivo se diseñó un experimento de la siguiente forma: se seleccionaron 18 discos o elementos de distintos colores y marcas comerciales, almacenados unos en suero fisiológico y otros en Coca-cola (Tabla 20) y se etiquetó cada uno de ellos para que fuesen identificables.

DISCOS SELECCIONADOS PARA EL ESTUDIO				
	COLOR	MARCA	MEDIO	ELEMENTO
Gaenial.Suero.A2	1	1	1	1
Empress.Suero.A2	1	2	1	2
Venus.Suero.A2	1	3	1	3
Esthet X.Suero.A2	1	4	1	4
Gaenial.Suero.A3	2	1	1	5
Empress.Suero.A3	2	2	1	6
Venus.Suero.A3	2	3	1	7
Esthet X.Suero.A3	2	4	1	8
Gaenial.Suero.B2	3	1	1	9
Venus.Suero.B2	3	3	1	10
Gaenial.Suero.B3	4	1	1	11
Venus.Suero.B3	4	3	1	12
Gaenial.CocaCola.A2	1	1	2	13
Venus.CocaCola.A2	1	3	2	14
Gaenial.CocaCola.A3	2	1	2	15
Venus.CocaCola.A3	2	3	2	16
Empress.CocaCola.A3	2	2	2	17
Empress.CocaCola.B2	3	2	2	18

Tabla 20: Identificación de los 18 discos empleados

Al principio del experimento, se midieron las coordenadas de color (L, a y b) de cada uno de estos discos y, a partir de ellas, se calcularon las diferencias de color para

todos los pares posibles de discos (153 pares en total) usando las fórmulas euclídea y CIEDE2000 (Tabla 21). La diferencia máxima de color con la fórmula euclídea fue de 20,88 y la mínima, de 0,49 unidades. Con la fórmula CIEDE2000 estas diferencias máxima y mínima fueron 10,98 y 0,35, respectivamente.

DIFERENCIA DE COLOR ENTRE LOS 18 DISCOS SEGÚN LA FORMULA EUCLÍDEA								
Par	L1	a1	b1	L2	a2	b2	Distancia Euclídea	CIEDE2000
E1-E2	76,23	2,03	18,07	87,20	2,23	35,83	20,88	10,98
E1-E3	76,23	2,03	18,07	81,33	2,03	18,07	5,10	3,58
E1-E4	76,23	2,03	18,07	82,10	0,93	30,10	13,43	7,25
E1-E5	76,23	2,03	18,07	75,33	1,77	26,53	8,52	4,3
E1-E6	76,23	2,03	18,07	85,13	2,90	36,53	20,52	10,28
E1-E7	76,23	2,03	18,07	77,97	3,40	20,97	3,64	2,38
E1-E8	76,23	2,03	18,07	80,17	0,40	32,23	14,79	7,45
E1-E9	76,23	2,03	18,07	81,70	-0,60	27,97	11,61	6,8
E1-E10	76,23	2,03	18,07	87,53	-1,60	18,53	11,88	8,71
E1-E11	76,23	2,03	18,07	79,27	0,03	30,00	12,47	6,53
E1-E12	76,23	2,03	18,07	83,80	-0,90	24,23	10,19	6,89
E1-E13	76,23	2,03	18,07	76,10	2,70	24,37	6,34	3,34
E1-E14	76,23	2,03	18,07	82,40	2,17	19,57	6,35	4,4
.....
.....
.....
E15-E17	73,63	2,37	28,50	79,30	3,23	22,30	8,44	5,15
E15-E18	73,63	2,37	28,50	86,93	-0,13	34,63	14,86	9,76
E16-E17	84,73	2,63	36,60	79,30	3,23	22,30	15,31	7,29
E16-E18	84,73	2,63	36,60	86,93	-0,13	34,63	4,05	2,61
E17-E18	79,30	3,23	22,30	86,93	-0,13	34,63	14,89	8,11

Tabla 21: Diferencias de color (fórmulas euclídea y CIEDE2000) entre cada par de discos.

Para el experimento se reclutó a 40 personas, 21 mujeres y 19 hombres, con edades comprendidas entre los 16 y los 75 años. A cada una de ellas se le pidió que agrupase los discos en grupos mutuamente excluyentes y exhaustivos, de modo que los discos pertenecientes a un grupo fuesen indistinguibles entre sí. No se especificó el número de grupos que se debían crear, dejando que fuera el participante el que lo determinara. Además, todas las personas participantes en el experimento realizaron la tarea de agrupación en las mismas condiciones de luz, hora...

La información proporcionada se utilizó para construir una tabla de participantes x discos, donde se registró, para cada participante, el grupo en que clasificó a cada disco. A partir de esta tabla, se obtuvo una matriz de similitudes $S=(s_{ij})$, con s_{ij} el número de personas que clasificaron el par de discos i, j en el mismo grupo. Esta matriz sirvió, a su vez, para obtener la matriz de disimilitudes $\Delta=(\delta_{ij})$, con $\delta_{ij}=40-s_{ij}$,

esto es, tomando la disimilaridad entre los discos i y j como el número de personas, entre las 40 participantes, que no clasificaron juntos ese par de discos.

Finalmente, usando la matriz de disimilaridades Δ como datos de entrada, se realizó un escalamiento multidimensional no métrico para obtener una representación en dimensión reducida de los 18 discos considerados.

Se seleccionó la solución en 4 la dimensiones (Tabla 22), ya que presentó un buen ajuste ($Stress= 0,04143$ y $RSQ = 0,98505$).

DISCO	DIMENSIÓN			
	1	2	3	4
E1	1,7381	0,2849	-0,0276	0,8087
E2	-1,6214	0,3161	-0,4922	0,9952
E3	-0,6633	-1,2346	1,2645	0,176
E4	1,0443	-1,2793	0,4373	-0,6485
E5	1,7382	0,5473	-0,1829	-0,5281
E6	-1,2692	-0,4982	-1,1287	0,7562
E7	0,8389	-0,9089	1,2479	0,8483
E8	1,4051	0,0883	-0,8631	-0,8022
E9	-1,9395	0,787	0,4279	-0,5367
E10	-1,7558	1,2087	0,8422	-0,0734
E11	-0,909	-0,9614	-0,8555	-0,8234
E12	-1,9391	0,9082	0,6618	-0,4704
E13	1,775	0,8789	-0,1265	0,4178
E14	0,4986	-1,8423	0,4314	-0,2023
E15	1,8653	0,8853	-0,5155	-0,246
E16	1,7339	1,0707	0,3765	0,2306
E17	-0,6441	-0,9918	-1,3363	0,1866
E18	-1,896	0,7413	-0,1614	-0,0884

Tabla 22: *Coordenadas de los 18 elementos en dimensionalidad 4 (total de participantes)*

Usando estas coordenadas, se obtuvieron las distancias entre todos los pares de puntos de la configuración y se valoró la eficacia de las fórmulas euclídea y CIEDE2000 para captar las diferencias de color percibidas por el ojo humano obteniendo la asociación existente entre las distancias interpuntuales y las diferencias de color calculadas con cada una de las fórmulas.

El coeficiente de correlación lineal entre las distancias interpuntuales y las diferencias de color con la fórmula euclídea fue 0,176 ($p=0,029$), mientras que el coeficiente de correlación lineal entre las distancias interpuntuales y las diferencias de color con la fórmula CIEDE2000 fue 0,289 ($p<0,0005$) (Tabla 23). Por tanto, para ambas fórmulas se obtuvo una correlación positiva significativa, aunque modesta en los dos casos; además, la correlación fue mayor cuando se usó la fórmula CIEDE2000 para calcular las diferencias de color.

Correlations

		Euclídea	CIEDE2000	MDS_T
Euclídea	Pearson Correlation	1	,945**	,176*
	Sig. (2-tailed)		,000	,029
	N	153	153	153
CIEDE2000	Pearson Correlation	,945**	1	,289**
	Sig. (2-tailed)	,000		,000
	N	153	153	153
MDS_T	Pearson Correlation	,176*	,289**	1
	Sig. (2-tailed)	,029	,000	
	N	153	153	153

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabla 23: *Correlaciones entre las diferencias de color obtenidas con las dos fórmulas evaluadas (euclídea y CIEDE2000) y las distancias interpuntuales de la configuración obtenida mediante MDS (MDS_T) (total de participantes)*

Con el fin de verificar si los hombres y las mujeres difieren en cuanto a la percepción del color, se realizó este mismo análisis separando por sexos a los participantes en el ensayo.

En el grupo de mujeres, cualquiera de las dos fórmulas reflejaron mejor las diferencias percibidas en color de lo que lo hicieron en general, ya que las correlaciones obtenidas entre las distancias interpuntuales y las diferencias de color evaluadas con estas dos fórmulas fueron 0,230 ($p=0,004$) y 0,328 ($p<0,0005$), respectivamente. Por el contrario, en el grupo de hombres, las dos fórmulas reflejaron peor las diferencias percibidas con correlaciones iguales a 0,120 ($p>0,05$) y 0,240 ($p=0,003$), respectivamente.

En los dos grupos, la correlación fue mayor cuando se usó la fórmula CIEDE2000 que cuando se usó la euclídea.

El experimento realizado confirma la dificultad que existe para medir la diferencia de color de manera que se corresponda con la percepción humana, así como la mejora proporcionada por la fórmula CIEDE2000 con respecto a la fórmula euclídea. También confirma que la percepción de la diferencia de color es distinta en hombres y mujeres, siendo éstas quienes perciben el color de forma más objetiva.

5.6.- EVALUACIÓN DE LA CONCORDANCIA ENTRE LOS RESULTADOS APORTADOS POR LA FÓRMULA EUCLÍDEA DE DIFERENCIA DE COLOR DE ΔE Y LA FÓRMULA CIEDE2000

En el apartado anterior, se vio que la fórmula CIEDE2000 introduce mejoras en la medición de la diferencia de color con respecto a la fórmula euclídea, en cuanto que la primera parece corresponder más con lo que se percibe a simple vista. En este apartado, nos planteamos averiguar la relación existente entre los resultados proporcionados por ambas fórmulas y evaluar la concordancia entre los mismos.

Para abordar este objetivo, elegimos 15 discos y registramos las tres medidas L, a y b realizadas en cada uno de ellos (Tabla 24).

DISCOS ELEGIDOS PARA COMPARAR LOS RESULTADOS DE ΔE Y ΔE_{00}									
	L1	a1	b1	L2	a2	b2	L3	a3	b3
D1	80,6	1,6	33,1	80,7	1,5	32,8	80,8	1,6	33,0
D2	89,8	-2,1	22,9	90,0	-2,1	22,8	89,8	-2,1	22,9
D3	83,1	2,4	35,4	83,3	2,3	34,9	83,2	2,3	35,2
D4	75,3	-0,5	29,1	75,8	-0,4	29,6	75,1	-0,6	28,6
D5	82,2	-0,8	35,8	82,6	-0,9	35,2	82,2	-0,8	35,4
D6	80,5	1,8	16,9	80,6	1,9	17,1	80,6	1,9	17,1
D7	78,6	-0,7	25,5	78,5	-0,9	25,0	78,6	-0,7	25,5
D8	86,7	-0,1	31,6	86,7	-0,1	31,2	87,1	-0,1	31,2
D9	80,4	-1,7	20,3	80,4	-1,6	20,3	80,5	-1,6	20,2
D10	87,4	1,1	25,6	87,6	1,0	25,2	87,6	0,9	24,8
D11	73,2	0,6	25,3	73,5	0,6	25,6	73,8	0,7	26,4
D12	84,2	2,3	33,4	84,1	2,4	35,2	84,2	2,4	34,7
D13	79,6	2,1	20,3	79,1	2,1	20,0	79,0	2,1	20,0
D14	87,7	-0,7	34,8	87,8	-0,8	34,8	87,8	-0,8	34,5
D15	83,9	-0,1	34,9	83,9	0,0	35,0	83,6	0,0	35,1

Tabla 24: Coordenadas de los 15 discos seleccionados para el estudio de las dos fórmulas de diferencia de color

A continuación, se formaron todos los pares posibles de discos (en este caso, 105) y se evaluó la diferencia de color entre los componentes de cada par usando las dos fórmulas (ΔE , diferencia de color obtenida con la fórmula euclídea; ΔE_{00} , diferencia de color obtenida con la fórmula CIEDE2000). Para cada par, se realizaron tres evaluaciones con cada fórmula: la primera con los datos L, a y b de ambos discos correspondientes a la primera medición; la segunda, con los datos L, a y b obtenidos en la segunda medición de ambos; y la tercera, con los datos obtenidos en la tercera medición. La Tabla 25 recoge parcialmente los resultados obtenidos.

Par	$(\Delta E)_1$	$(\Delta E)_2$	$(\Delta E)_3$	$(\Delta E_{00})_1$	$(\Delta E_{00})_2$	$(\Delta E_{00})_3$
1-2	14,23	14,12	14,02	8,21	8,19	8,09
1-3	3,49	3,44	3,33	2,00	2,03	1,90
1-4	6,96	6,15	7,53	4,43	4,00	4,77
1-5	3,95	3,89	3,67	2,42	2,48	2,32
1-6	16,20	15,71	15,90	7,68	7,48	7,55
1-7	8,19	8,45	8,15	4,02	4,22	4,04
1-8	6,51	6,41	6,77	4,32	4,24	4,46
1-9	13,22	12,88	13,20	6,53	6,35	6,50
1-10	10,14	10,28	10,68	5,56	5,64	5,76
1-11	10,80	10,22	9,66	6,31	6,04	5,76
1-12	3,68	4,26	3,88	2,49	2,56	2,46
1-13	12,85	12,91	13,13	5,94	6,06	6,15
1-14	7,65	7,73	7,55	5,09	5,10	5,04
1-15	4,13	4,16	3,85	2,71	2,62	2,43
2-3	14,88	14,51	14,64	7,90	7,77	7,78
2-4	15,85	15,84	15,84	10,31	10,18	10,38
2-5	15,03	14,49	14,69	7,59	7,35	7,47
2-6	11,73	11,70	11,59	8,08	8,12	8,04
2-7	11,58	11,77	11,58	7,66	7,79	7,66
2-8	9,45	9,24	8,95	4,80	4,76	4,56
...

Tabla 25: Diferencias de color obtenidas con las dos formulas entre todos los pares que se pueden formar con los 15 discos seleccionados

A partir de las tres diferencias de color obtenidas con cada fórmula para cada par, se obtuvo su media. Por tanto, la evaluación de la concordancia de los resultados obtenidos con ambas fórmulas se realizó usando una única medición de la diferencia de color obtenida con cada fórmula.

Para esta evaluación se creó, en primer lugar, un diagrama de dispersión de los resultados obtenidos con los dos métodos (fórmulas) y se ajustó una recta de regresión para relacionar los resultados obtenidos con la fórmula euclídea con los obtenidos con la fórmula CIEDE2000 (Figura 87).

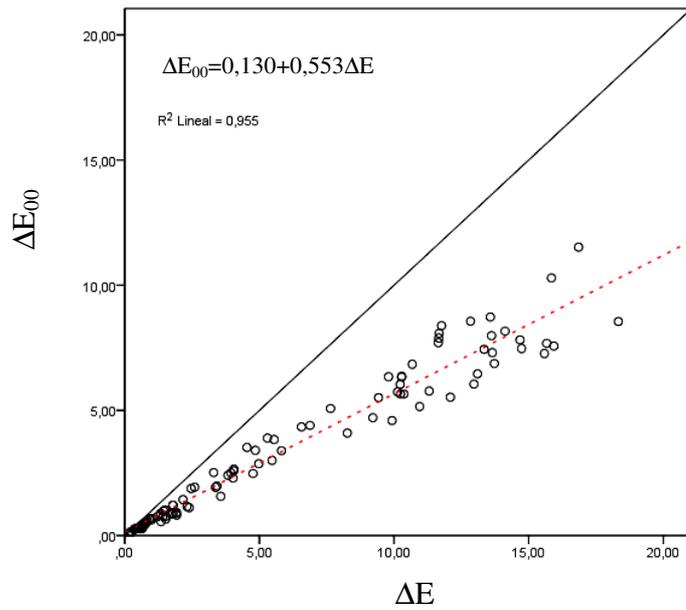


Figura 87: Diagrama de dispersión de las diferencias de color obtenidas entre ambos métodos y recta de regresión ajustada (el línea discontinua de color rojo)

Este diagrama y la recta de regresión ajustada indican que la fórmula CIEDE2000 proporcionó resultados significativamente menores que los obtenidos con la fórmula euclídea.

Seguidamente se representó el gráfico de promedios frente a diferencias (Figura 88).

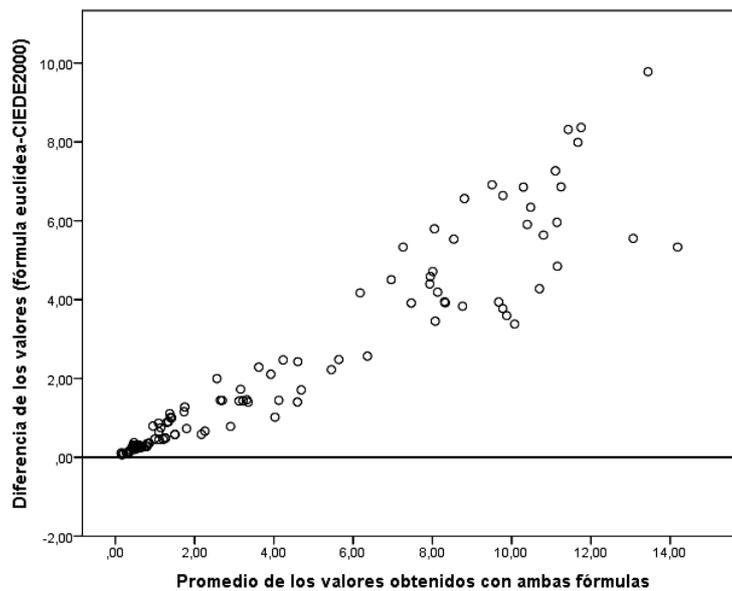


Figura 88: Gráfico de promedios frente a diferencias

Este gráfico corrobora lo dicho anteriormente, esto es, que la fórmula euclídea proporcionó valores mayores que la fórmula CIEDE2000. Además, se constató que las diferencias entre resultados eran mayores a medida que el promedio de los valores aumentaba, lo que se reflejó en que el coeficiente de correlación lineal entre diferencias y promedios ($r=0,943$) fue significativo ($p<0,0005$).

Para profundizar en la evaluación de la concordancia entre los resultados de ambas fórmulas se aplicó el enfoque de los límites de concordancia de Bland y Altman. Este enfoque se basa en la cuantificación de la variación en las diferencias entre las medidas obtenidas por los dos métodos de medida (en este caso, fórmulas) en los mismos sujetos (pares de discos).

Los límites de concordancia al 95% definen el rango dentro del que caerán la mayoría de las diferencias entre medidas obtenidas por los dos métodos de medida. Si las diferencias comprendidas entre los límites de concordancia no fuesen importantes desde el punto de vista práctico, podríamos considerar intercambiables los dos métodos de medida o, dicho con otras palabras, la concordancia entre ellos podría ser considerada satisfactoria.

Dada la relación existente entre las diferencias y los promedios, se calcularon los límites de concordancia después de haber transformado logarítmicamente los datos. Bland y Altman (1999) recomiendan esta transformación, ya que es la única que permite interpretar los límites obtenidos en términos de los datos originales.

Tras aplicar la transformación anterior a los resultados de ambas fórmulas, se comprobó que no existía una relación significativa entre las diferencias y las medias de los datos transformados ($r=0,100$; $p>0,05$) y se obtuvieron los límites de concordancia al 95%, que fueron (0,22475; 0,84105). También se calcularon los intervalos de confianza al 95% para estos límites:

IC al 95% para el límite inferior: De 0,17272 a 0,27678

IC al 95% para el límite superior: De 0,78902 a 0,89308

Finalmente, se deshizo la transformación realizada, concluyendo que la razón entre los resultados de la fórmula euclídea y la CIEDE2000 está entre 1,25 (IC al 95%: 1,19 a 1,32) y 2,32 (IC al 95%: 2,20 a 2,44).

Teniendo en cuenta que

$$1,19 \leq \frac{\Delta E}{\Delta E_{00}} \leq 2,44$$

y que, según la mayoría de los autores, no se diferencian colores cuando $\Delta E \leq 3,3$, igualando ΔE a 3,3 en la desigualdad anterior, se obtuvo que

$$1,19 \leq \frac{3,3}{\Delta E_{00}} \leq 2,44 \Leftrightarrow \frac{3,3}{2,44} \leq \Delta E_{00} \leq \frac{3,3}{1,19}$$

Esto último permitió concluir que los colores no se diferenciarán cuando $\Delta E_{00} \leq 2,77$. Por tanto, la relación existente entre los resultados de ambas fórmulas puede ayudar a interpretar los resultados obtenidos con la fórmula CIEDE2000, de reciente desarrollo.

CAPÍTULO

DISCUSIÓN

6.- DISCUSIÓN

6.1.- COMPOSICIÓN

Las resinas compuestas se utilizan en Odontología, entre otras funciones, para obturar dientes. A diferencia de la amalgama de plata, que necesita tener unas cavidades especiales (cavidades de Black) para su obturación, el composite se adhiere micromecánicamente a la superficie del diente sin depender de la cavidad. Las resinas compuestas están formadas por un componente orgánico polimérico llamado matriz, y un componente inorgánico mineral de relleno. La primera resina compuesta, sintetizada en 1962 por Ray Bowen estaba formada por bisfenol glicidil como matriz orgánica y cuarzo como relleno inorgánico.

Una de las grandes ventajas de los composites es que permiten diversos colores, que simulan el color natural de las piezas dentales. La resina compuesta dental es un material de gran densidad de entrecruzamiento polimérico, reforzado con partículas de relleno que se unen a la matriz por un agente de conexión. Desde inicios de los años 70 han sido el material de elección para la restauración de las piezas del sector anterior, ganando aceptación por sus grandes mejoras en el sector posterior; además, se usan como selladores de fosas y fisuras, cementación de otras prótesis fijas, adhesivos para frentes estéticos de porcelana. Las restauraciones de resinas compuestas han llegado a convertirse en rutina dentro de la práctica diaria de los odontólogos debido a la alta demanda estética por parte de los pacientes.

La apariencia de cualquier restauración está ligada con el color del material que empleamos. Un material estético ideal debería replicar la apariencia del diente natural y no debería estar afectado por agentes externos.

La toma de color inicial para seleccionar el material restaurador es importante y una vez elegido el color adecuado, lo ideal es que no se viera modificado por la polimerización. La toma de color inapropiada sigue siendo una de las causas más frecuentes por las que se repiten las restauraciones anteriores^{116, 117}.

La toma de color es una de las características más importantes de los materiales estéticos restauradores. Mantener el color durante la vida funcional de las restauraciones es importante para el éxito del tratamiento ¹¹⁸.

A pesar de las recientes mejoras, la estabilidad del color de los composites dentales es todavía un aspecto pendiente. Existen factores intrínsecos y extrínsecos que influyen la estabilidad cromática de los composites dentales ¹¹⁹⁻¹²².

Factores Intrínsecos: Los factores intrínsecos engloban reacciones físico-químicas en la matriz del composite, tanto en la superficie como en las capas más profundas del material por radiación ultravioleta, cambios térmicos y humedad (las propiedades inherentes del material). Decoloraciones químicas se han atribuido a cambios en los aceleradores amina, oxidación en la estructura de la matriz de polímeros y oxidación en los grupos metacrilatos sin reaccionar en la polimerización ¹²³.

Conlleva a que tenga relevancia la composición de cada tipo de composite:

- Composición de la matriz de resina ¹²⁴⁻¹²⁶.
- -Relleno ¹²⁴⁻¹²⁶.
- -Tamaño del relleno ⁷⁷
- -Tipo de fotoiniciador ¹²⁷
- -Porcentaje de dobles enlace (C=C) sin reaccionar, aspecto que está directamente influenciado por el tiempo de exposición de fotocurado y el tipo de unidad de polimerización empleada ¹¹⁹.
- -Longitud de onda ¹²⁸
- -Grado de conversión ¹²⁹
- -Color ^{130, 131}
- -Absorción de agua ¹³²
- -Tiempo de irradiación ¹¹⁹.
- -Porosidad de la superficie de la restauración ¹³³

Factores Extrínsecos: Son causados por placa y acumulación de pigmentos. Elementos de la dieta ¹³⁴ como cafeína, vino, Coca-Cola, zumo de naranja y comidas con colorantes han demostrado que influyen en la estabilidad del color de las resinas compuestas ^{77,135}.

También se ha estudiado el efecto del humo del tabaco y del alcohol sobre la estabilidad cromática de los composites de forma separada ¹³⁶ y también de forma conjunta ¹³⁷. Estudios previos muestran que el alcohol produce un ablandamiento de la superficie de las resinas compuestas ¹³⁸, provocando así que el material sea más plástico y propenso a la degradación ¹³⁹.

Ocurren debido a la acumulación de placa y manchas, intensidad y duración de la polimerización, exposición a factores ambientales, incluido también la radiación ultravioleta, calor, agua y colorantes presentes en la comida ¹⁴⁰.

Pasamos a valorar algunos de estos factores con más detalle. Por ejemplo, si la matriz de resina es hidrofílica, aumenta la absorción de agua lo que provoca una tendencia de color hacia el blanco y el opaco ¹³³; por el contrario, si la resina es hidrofóbica disminuye la absorción de agua, por lo que tiene un pequeño impacto en el color resultante ^{77, 132}. Si la matriz de resina contiene UDMA, es más resistente a los cambios cromáticos que el BIS GMA debido a su menor capacidad para absorber agua ¹⁴¹.

Queda de manifiesto la importancia de la composición de los composites de resina, tanto de su matriz como de las partículas, ya que tienen un impacto directo sobre el grado de pulido de la susceptibilidad a teñirse por agentes externos. Así, Tetric Evo Cream®, contiene óxido fosfina de fotoiniciador junto con la canforoquinona. La absorción máxima de este fotoiniciador es de 380 nm, por lo que no reacciona completamente durante la irradiación de luz LED (espectro de emisión 430-490 nm).

El cambio de color es dependiente de la marca específica de cada composite, del color, del espesor, así como la interacción entre dichas variables ¹⁴². Esta afirmación está en concordancia con los resultados que se desprenden de

nuestra investigación, ya que encontramos diferencias estadísticamente significativas dentro de un mismo color para distintas marcas.

Los colores más claros de composite tienen tendencia a exhibir mayor degradación de color tras 24 horas tras el almacenamiento en agua ¹⁴². Este resultado está de acuerdo con los obtenidos por Shin DH en el año 2009 ¹²⁹, quien demostró que el uso de fotoiniciadores alternativos presentes en los colores "blanqueados" dan como resultado un incremento en la estabilidad del color de los composites.

Además la composición y tamaño de las partículas de relleno afectan a la suavidad, uniformidad y susceptibilidad a las tinciones extrínsecas ¹⁴³. No todos los composites empleados en este estudio tienen la misma composición; además, el tamaño de partícula, el porcentaje de matriz, y la carga de relleno varían. Esto conlleva un comportamiento distinto que evidencian nuestros resultados. Normalmente este cambio de color se atribuye a degeneración química del relleno de la resina y la solubilidad de la matriz de resina ¹⁴⁴.

Se podría esperar que los composites nanohíbridos con un tamaño de partícula inferior, tuvieran una superficie más lisa y retuvieran menos manchas que las superficies rugosas. Este resultado no es el obtenido en este estudio, este efecto puede deberse a la diferencia de volumen en el relleno de los tipos de composites empleados, ya que el composite de nanorrelleno tiene un menor contenido de relleno y podría tener mayor capacidad de absorción de agua en la interfase matriz-relleno. Absorber agua en la matriz interfase relleno causa degradación hidrolítica del relleno ¹³⁸. Este hallazgo está en concordancia con estados previos que concluyen que los composites con menor cantidad de relleno tienen pobre estabilidad de color ^{124, 131}.

Las resinas compuestas que contienen nanopartículas tienen muchas ventajas: disminuyen la contracción de polimerización ¹⁴⁵, aumentan las propiedades mecánicas, ¹⁴⁵⁻¹⁴⁷, mejoran las características ópticas ¹⁴⁷ y obtienen mayor brillo ¹⁴⁸.

Yap Au y colaboradores en el año 2000 ¹⁴⁹ encontraron que los composites a base de BISEMA son altamente resistentes al efecto de la degradación producida por la simulación de líquidos y comida. La estructura de la matriz de resina y las características del relleno de las partículas tienen un impacto directo sobre la uniformidad de la superficie ¹⁵⁰, y la susceptibilidad a las manchas extrínsecas ¹⁵¹.

Hemos visto, que la estabilidad cromática está directamente relacionada con la matriz de los composites, las resinas a base de UDMA se han encontrado más resistentes a la tinción que BIS GMA o TEGDMA ¹⁵².

Cambios de color perceptibles pueden comprometer la aceptación de la restauración de resina compuesta.

El grado de cambio de color puede ser afectado por varios factores:

- La polimerización incompleta ^{153, 154}.
- La absorción de agua ^{155, 156}.
- La reactividad química ^{157, 158}.

Uno de los factores que a veces se olvida para valorar el color de los discos con espectrofotometría es que el espesor de las muestras y la uniformidad de la superficie también pueden afectar al color resultante ¹⁵⁹.

Las diferencias en las propiedades ópticas debido a la exposición al agua podrían ser explicadas por la composición del material y la manera que esto está afectado por las condiciones ambientales. Se sabe debido a estudios previos que los composites a base de resina permiten la penetración de agua en la matriz o en la interfase relleno-matriz. La presencia de microcracks en la matriz de resina como resultado de efectos plastificantes creados entre la matriz de resina y el relleno permiten la penetración de manchas y las discoloraciones de la restauraciones ¹⁶⁰. Se asume que la matriz de resina es la

fuente de alteración del color y que un alto volumen de resina se podría correlacionar con alta tendencia a la tinción ¹⁶¹.

Para complacer las altas demandas estéticas de los pacientes, los fabricantes están continuamente introduciendo en el mercado nuevas resinas compuestas que simulen las propiedades de los dientes naturales ¹⁶².

Según las indicaciones de los fabricantes, la luz (polimerización) se transmite más fácilmente en resinas de colores claros que en resinas de colores oscuros. Al emplear colores oscuros se debe aumentar el tiempo de polimerización y reducir el grosor de los incrementos. Las partículas de cristal transmiten mejor la luz que los microrellenos y las matrices de resina orgánica.

Añadir relleno a la matriz de resina de los materiales restauradores aumenta la resistencia del composite y la solidez bajo fuerzas de presión, aumentando también la resistencia a la absorción de agua, propiedades que son esenciales para la longevidad de las restauraciones de composite ¹⁶³.

En nuestro estudio, no se ha pulido la superficie de las muestras ya que la textura superficial se ha obtenido con tiras de poliéster ¹⁶⁴. Hemos señalado que el propósito de las restauraciones a base de resinas compuestas es reemplazar las estructuras dentales perdidas mimetizándolas con los dientes adyacentes. El grado de nivel estético está fuertemente influenciado por el pulido final de la superficie ^{165, 166}. Las restauraciones altamente pulidas han demostrado ser más estéticas y más fáciles de mantener que las restauraciones de superficie rugosa ^{167, 168}. Así la propiedad de acabado y pulido de las restauraciones estéticas es crítica para mejorar la longevidad estéticas de las restauraciones.

Por lo tanto, la textura superficial de los materiales dentales tiene una gran influencia sobre la acumulación de placa, discoloraciones y apariencia estética de las restauraciones de composite ya sean directas o indirectas ¹⁶⁹. Remover la capa superficial de las resinas por procesos de pulido es esencial para mejorar la resistencia a la tinción ¹⁷⁰.

A pesar de toda esta información el odontólogo puede reducir el grado de alteración cromética de las resinas compuestas optimizando el terminado y pulido, para disminuir la absorción de agua ¹⁷¹.

Se han hecho esfuerzos de investigación para modificar la composición química de los composites, con el fin de minimizar el cambio de color de las resinas dentales ¹⁴². Sin embargo, a pesar de los esfuerzos y desarrollos obtenidos para mejorar las propiedades ópticas de los composites, la estabilidad cromática sigue cambiando inmediatamente después de la polimerización ^{128, 172} y después de algún tiempo de almacenaje ¹⁷³.

6.2.- POLIMERIZACIÓN

Los cambios de color de los composites dependen, entre otros, del proceso de polimerización y por esto, este proceso debe de ser tenido en cuenta en la toma de color. Se recomienda, antes de seleccionar el color definitivo, comparar las muestras de resina después de polimerizar y entonces comparar el material ya polimerizado con el color del diente, para una toma de color más precisa.

Para una mayor longevidad, éxito clínico y estético de las restauraciones, el material elegido debería de presentar características intrínsecas adecuadas ¹⁷⁴, que son específicas para cada procedimiento y también que su polimerización sea ideal ¹³⁵, aspecto relacionado con las unidades de polimerización o curado.

Algunas lámparas LED muestran eficacia similar a las unidades halógenas de polimerización, mientras que otras pueden ser menos eficientes ¹⁷⁵. Estas propiedades incluyen profundidad de polimerización, fuerza compresiva, fuerza de flexión, dureza y grado de polimerización ¹⁷⁶.

No obstante, algunos investigadores han encontrado menor dureza o menor grado de conversión en composites polimerizados usando unidades LED de curado ¹⁷⁷, y esto se ha atribuido a menor poder de "densidad" de las lámparas

LED de la primera generación. Para la segunda y tercera generación de lámparas LED estas propiedades fueron similares a las obtenidas en lámparas halógenas de polimerización ^{175, 178}. Para la realización de este estudio se ha utilizado una única lámpara de polimerización Bluephase, perteneciente al tipo LED de tercera generación.

El proceso de curado consiste en transformar en enlaces simples los dobles enlace (C=C) presentes en las resinas compuestas. Aspecto que está directamente influenciado por el tiempo de exposición de fotocurado y el tipo de unidad de polimerización empleada ¹¹⁹. Es vital que el proceso de polimerización sea correcto ya que está probado que se establece una correlación entre la estabilidad de color y el grado de conversión; con una polimerización incompleta los composites de resina muestran propiedades mecánicas peores y mayor susceptibilidad a la tinción ¹⁷⁹. Es decir, la eficiencia de la polimerización va ligada a la susceptibilidad de cambio cromático. Un alto grado de conversión deja libre una pequeña cantidad de monómeros residuales sin reaccionar disponibles para degradar productos ¹¹⁸.

No existe un grado de acuerdo absoluto entre distintas publicaciones. Esto conlleva a la falta de acuerdo sobre qué unidades de curado producen mejores resultados, ya que algunas encuentran que las unidad LED de polimerización muestra las menores alteraciones de color en comparación con las lámparas halógenas ¹⁴¹, mientras que otros autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre lámparas LED y lámparas halógenas ¹⁸⁰.

A pesar de esto cualquier tipo de luz provoca cambios de color significativos ¹²⁰. Esto probablemente ocurre porque la fuente de luz interfiere con efectividad en la conversión de polímeros ¹⁸¹, debido a la calidad de la reacción de polimerización asociada con la composición de la matriz de resina y el grado de conversión del fotoiniciador ¹¹⁹. Estos son los elementos responsables de la estabilidad cromática de las resinas compuestas.

Hay pocos estudios que comparen la influencia de la luz LED y las lámparas. En el estudio de Domingos PA, en el año 2011 ¹⁴¹ se cree que es más

ventajoso la polimerización con lámpara LED sobre las lámparas halógenas debido al alto poder de densidad LED ($790\text{mW}/\text{cm}^2$). Este concuerda con lo publicado años antes por Bala O 2005¹⁷⁸, que afirma que la lámparas LED tienen mayor grado de conversión de monómeros, banda de emisión más estrecha (longitud de onda entre 450-490 nm). Por lo tanto el espectro de absorción de la banda azul coincide con la mayoría de los fotoiniciadores¹⁸².

Tras la polimerización, en todos los materiales empleados en encontró una disminución de L y de b (valor o luminosidad) después de polimerizar con lámpara LED. Por el contrario los valores de a aumentaron en caso todos los materiales empleados¹⁸³. Estos resultados son concordantes con los expuestos en nuestros resultados, existen diferencias estadísticamente significativas en las coordenadas de color antes y después de polimerizar.

Hemos visto que la efectividad de la polimerización no solo depende de la química del material y del tamaño de la partículas de relleno, también depende de las lámparas de fotocurado incluido la distribución espectral, el tiempo y la intensidad de la exposición^{184, 185}.

Encontramos actualmente en el mercado varias alternativas de polimerización de los composites dentales, lámparas LED, halógenas, Plasma y Láser. La extensión de la polimerización depende del porcentaje de conversión o del rango de dobles enlaces convertidos en enlaces simples. Los composites con mayor porcentaje de conversión tienen mejores propiedades mecánicas, mayor resistencia a la humedad y mejor estabilidad del color⁸⁴.

Las resinas compuestas deberían estar adecuadamente polimerizadas para mejorar las propiedades mecánicas y ópticas. Una resina mal polimerizada puede producir efectos no deseables como la absorción de agua, la solubilidad de monómeros sin reaccionar⁸⁶.

Se ha utilizado como constante un tiempo de polimerización de 20 segundos así como el espesor de los discos de 2mm, que es el recomendado por la

mayoría de los fabricantes. Además el modo de curado, constante o exponencial, también influye en el resultado cromático ¹⁸⁶.

Yap Au en 1999 ⁴² sugiere a través de sus resultados al medir el efecto de la polimerización no son dependientes del color dental empleado. En su publicación afirma que todos los materiales estudiados tuvieron una disminución significativa en la variable L (valor o luminosidad) después de la polimerización. Es decir, los materiales se volvieron más oscuros después de polimerizar, aunque no especifica qué tipo de luz utiliza en la polimerización. En todos los materiales de estudio y en todos los colores, la variación en el eje L fue mayor que los cambios en el eje a y b.

Se asume que existen pequeñas cantidades de pigmentos (normalmente óxidos de diferentes materiales) que son químicamente inertes, y la polimerización y/o reacción ácido base causa un cambio en el índice de refracción de la matriz convirtiendo al material en menos translúcido debido a un aumento de la luz difuminada. Incluso bajo condiciones ideales el índice de conversión desde monómero a polímero raramente es superior al 60% ¹⁸⁷. Esto provoca una disminución en la translucidez que podría influir en la disminución de L consiguiendo una apariencia más oscura del material ⁴².

Seghi RR en 1990 midieron el color antes y 10 minutos después de polimerizar y encontraron que la intensidad del amarillo disminuía ¹⁸⁸. Como medida compensatoria sugirieron elegir el color inicial menos saturado que el color deseado finalmente ⁴².

Segui y colaboradores ¹⁸⁸, coincidiendo con Yap AUJ en 1999 ⁴², describen características cromáticas hacia la región azul del espacio de color, resultando una percepción disminuida de amarillo después de la polimerización.

Inmediatamente después de la polimerización los resultados obtenidos mediante un ANOVA de tres vías revelaron diferencias estadísticamente significativas para las variables marca, espesor, color del composite en todas las interacciones sobre el cambio de color ($p < 0.001$). Inmediatamente

después de la polimerización, todos los materiales y en todos los espesores conllevaron un $\Delta E \geq 3.3$ unidades ¹⁴².

Inmediatamente después de la polimerización, los resultados del ANOVA revelaron diferencias estadísticamente significativas sobre la marca, el espesor, el color y en todas sus interacciones sobre los parámetros ΔL , Δa , Δb ($p < 0.005$) ¹⁴². Varios estudios han descrito los cambios de las resinas en la variable L tras la polimerización: que se oscurecen ^{124, 96, 188} o que se aclaran ^{96, 189}.

Es importante subrayar que la punta de polimerización es compatible en diámetro con el diámetro de las muestras para obtener una polimerización completa de las resinas de composite, aspecto que se cumple en la fase experimental. La intensidad de la luz disminuye en función del cuadrado de la distancia a la superficie, por lo que la punta polimerizadora debe ser colocada lo más cerca posible de la resina para optimizar el polimerizado. Un aumento de la distancia debe equilibrarse ampliando el tiempo de polimerización. Es recomendable realizar las restauraciones por capas que no superen los 2 mm de grosor pues la dureza de la resina disminuye cuanto mayor es la distancia a la superficie del composite.

Gaintantzopoulou M, en el 2005 observó que las condiciones de envejecimiento y el tiempo influyen de forma significativa en el cambio de color de las resinas compuestas. En este mismo artículo se concluye que una polimerización adicional bajo nitrógeno atmosférico disminuye significativamente el cambio de color en las resinas compuestas ¹⁹⁰.

El fotoiniciador, a pesar de estar presentes en bajas cantidades (0.03-01%), influencia de forma significativa el color resultante ¹²⁸. La canforoquinona es el fotoiniciador más utilizado. Otros componentes de los sistemas fotoiniciadores son las aminas aromáticas terciarias que poseen un efecto acelerador ¹²⁸. Estas aminas aromáticas forman subproductos durante el curado, con tendencia a color amarillo, marrón-rojo bajo el efecto de la luz ¹⁹¹. Las aminas alifáticas son más estables cromáticamente que las aminas aromáticas ¹⁹².

Todas las aminas forman subproductos durante la fotorreacción, los cuales tienden a causar cambios de color, de amarillas a marrones bajo la influencia de luz y calor.

La canforoquinona tiene un color amarillento y su cambio de color al ser fotopolimerizada se convierte en "transparente". La canforoquinona es un componente amarillo sólido con un grupo cromóforo inblanqueable que conlleva alteraciones de color, en la resina después de polimerizar. Cuando la irradiación es insuficiente, una pequeña cantidad de canforoquinona permanece inactiva, causando un color amarillento residual que oscurece el color del material ^{119,135, 177, 181, 182}.

Es sabido que los cambios de color son causados por subproductos rojos y amarillos derivados de la reacción incompleta de los fotoiniciadores o aceleradores como aminas aromáticas terciarias ^{119, 191}.

Las lámparas de curado LED, como la empleada, se han desarrollado para mejorar los problemas inherentes a las unidades halógenas. Las lámparas LED producen una estrecha banda de longitudes de onda alrededor de 470nm, la cual coincide con la absorción óptima de la longitud de onda para la fotoactivación de la canforoquinona ^{182, 193}.

La canforoquinona presenta una fuerte absorción de banda a 468 nm, el cual se ajusta muy bien al espectro de emisión de las lámparas de curado. La luz visible tiene ventajas comparada con la luz ultravioleta, ya que penetra mejor y es capaz de fotocurar a mayor profundidad ^{194, 195}. Se sabe que la conversión de la canforoquinona depende del tiempo de curado ¹⁹² y que para que la conversión de la canforoquinona sea completa se necesita un tiempo entre 10-20 s.

Al polimerizar se pierde cantidad de "amarillo", pero es difícil encontrar estudios que cuantifiquen la diferencia en el parámetro b. Se recomienda que la luz de polimerizar cubra por completo el espectro total de absorción del fotoiniciador para garantizar la conversión completa.

De forma alternativa aparecen fotoiniciadores blancos y sin color como la lucirina TPO y fenilpropanediona que son utilizadas en colores más claros, o bien independientemente o en combinación con la canforoquinona para evitar el efecto "amarilleo" del composite ¹²⁹.

El uso de fotoiniciadores que mejoran la estabilidad cromática durante la polimerización en colores "blanqueados" podrían explicar el menor cambio de color observado en los colores blanqueados.

6.3.- MEDIOS DE CONSERVACIÓN

El fenómeno de absorción y solubilidad podría servir como precursor de la variedad de procesos físicos y químicos que provocan el deterioro estructural y funcional de la matriz de resina ¹⁹⁶. Estos efectos incluyen aumento, plastificación oxidación e hidrólisis ¹⁹⁷. Como consecuencia aparece un descenso de la estabilidad cromática, conllevando una mayor susceptibilidad a las manchas.

Las discoloraciones extrínsecas de las resinas compuestas están influidas por la absorción de colorantes externos como la nicotina, cafeína, teína.

Muchos estudios han mostrado que ciertas bebidas y comidas afectan la estética así como a las propiedades físicas (microdureza, rugosidad de superficie) de las resinas de composite, debilitando la calidad y longevidad de las restauraciones. Las discoloraciones endógenas (causadas principalmente por el fotoiniciador son irreversibles, a diferencia de las discoloraciones exógenas causadas por la absorción de líquidos o placa, las cuales pueden ser fácilmente removidas por procesos de pulido ¹⁹⁸.

La acumulación de agua y la fotooxidación han sido estudiados como responsables de cambios de color intensos ¹⁹⁹. El agua juega un papel importante en el proceso de la degradación química como es la oxidación y la hidrólisis, con el consiguiente cambio de las propiedades ópticas ²⁰⁰.

Varios estudios han demostrado que la absorción de agua en materiales de composite pueden estar afectados por el contenido del relleno ^{201,202}, el grado de unión de las moléculas de resina, la cantidad de incorporación de aire o de monómeros sin reaccionar ²⁰³. La absorción de agua puede rápidamente degradar el composite, rompiendo los enlaces del silano y causando microcracks. Los microcracks permiten la penetración de manchas y la correspondiente modificación del color. Un material hidrófilo tiene un alto grado de absorción de agua y por lo tanto es más propenso a sufrir alteraciones del color ²⁰⁴.

La estabilidad del color de las resinas compuestas ha sido estudiada in vitro usando soluciones como té, café, vino tinto, tabaco, cola y zumos ²⁰⁵. El vino tinto y el café son comúnmente usados ya que existe un amplio consenso que estos medio de almacenamiento causan evidentes cambio de color en los composites dentales ^{121, 206}, a pesar de que otros colorantes (como el curry) han causado más discoloraciones que el vino tinto y el café ²⁰⁷.

Villalta P en el 2006 ²⁰⁷, también encontró que la mayor diferencia de color se encontraba en los medios Coca-Cola y café, al compararlos con el almacenamiento en agua tras una semana de inmersión. Cuando se compara las soluciones que tiñen, Coca-Cola y café mostraron altos valores de ΔE y fueron significativamente diferente para algunas de las marcas de resina estudiadas ¹²³. De forma similar, nuestros resultados encuentran que el medio de almacenamiento ejerce una influencia distinta en cada una de las composiciones de las resinas estudiadas.

En este estudio se refuerza la idea de que el efecto de las soluciones que tiñen es diferente en varios materiales. Nuestros resultados están de acuerdo con estudio previos ^{160,206,207}. Incluso, se podría reducir la microdureza de los composites tras consumir café, lo cual sugiere que una inmersión prolongada en una solución a alta temperatura podría conducir a alteraciones importantes en ciertas propiedades de los composites.

Si valoramos la composición, varios estudios han demostrado la menor absorción de agua en los materiales de composite con alto contenido en relleno y menor contenido en resina ^{201,202}. Nuestros resultados coinciden con los resultados de Eldiway M ²⁰⁸, donde los composites con menor cantidad de relleno tienen peor estabilidad de color. Recordamos que un alto contenido de relleno mejora la estabilidad cromática ^{124,131} y una cantidad superior de volumen de resina conlleva mayor cambio de color ^{143, 161}.

Se sabe que la naturaleza de la matriz de resina afecta a la estabilidad cromática: los composites con mayor grado de monómeros hidrofílicos tienen una mayor absorción de agua, lo que conlleva un mayor cambio de color ¹³², mientras que los composites con mayor número de monómeros hidrofóbicos presentan menos absorción de agua lo que favorece la estabilidad cromática ^{77,132, 161}.

Este estudio encontró diferencias estadísticamente significativas en ΔE al trabajar con discos pulidos y discos sin pulir y sumergirlos en distintos medios de conservación ¹⁷⁰. Además este estudio también registró que todas las resinas compuestas probadas mostraron un cambio de color perceptible después de la inmersión en café siete días. Los discos utilizados a lo largo de esta investigación no estaban pulidos, simplemente se regularizó la superficie con una tira de acetato.

Otra explicación a la ya conocida cantidad de relleno para explicar las diferencias cromáticas encontradas en los distintos medios de conservación puede ser la relación entre el pH de las soluciones y las resinas de composite. Un estudio previo demostró que los medios ácidos (pH 3-6) atacan la superficie de las resinas compuestas y causan cambios en la integridad superficial de la matriz de resina, lo que conlleva una pérdida estructural de iones como Ca_2^+ , Al_3^+ , Sr_2^+ , Ba_2^+ , P_3^+ y Si_2^+ . Otros estudios examinaron la influencia del pH sobre el comportamiento de las resinas dentales con respecto a la absorción y solubilidad y mostraron una gran solubilidad en líquidos con pH entre 4 y 6, más que en pH de 8. Se observa que a pesar de que la Coca-Cola tiene un bajo pH, que podría dañar la integridad superficial de las resinas, no produce

mayor cambio cromático que el café o té. De acuerdo con Bagueri y colaboradores ^{160, 209}, la pérdida de amarillo en la Coca-Cola ocasiona un menor cambio de color que el causado por el café.

6.4.- TIEMPO DE ALMACENAJE

La principal desventaja de las resinas compuestas es el cambio de color con el tiempo y ésta es, además, la principal razón de reponer restauraciones ¹²². Las discoloraciones de los composites dentales pueden ser causadas por factores intrínsecos y factores extrínsecos. Internamente se producen discoloraciones permanentes y están determinadas por la calidad del polímero, tipo y cantidad de relleno así como el sistema de iniciación. Si el proceso de curado de las resinas fotopolimerizables, es inadecuado, parte de la canforoquinona queda sin convertir, con lo que causará un cambio de oclor hacia el amarillo. Además, otros componentes, como el fotoiniciador (normalmente aminas terciarias aromáticas o aminas alifáticas) tienden a causar discoloraciones amarillas o marrones bajo la influencia de luz o calor. La afinidad de las resinas con las manchas extrínsecas está modulada por su índice de conversión y características físico-químicas siendo el índice de absorción de agua de particular importancia. La cavidad oral, provoca, la superficial degradación o a la penetración de absorción de agentes que tiñen la capa superficial del material ²¹⁰.

Se ha estudiado que la absorción de manchas está estrechamente relacionada con la absorción de agua ²¹¹ y que la mayor parte de la absorción de agua se observó durante la primera semana ²⁰². También se ha demostrado que la absorción de agua por sí misma no altera de forma considerable el color de los composites ²¹². Para seleccionar el color de resina ideal es conveniente polimerizar una muestra antes y compararla con el diente a restaurar, pero no podemos olvidar el efecto post-polimerización que se produce durante las 24 horas siguientes al fotocurado. El cambio de color inmediatamente tras la polimerización puede ser menor que el cambio de color que afecta al material tras las 24 horas de su colocación. La cuestión es que estos cambios post-polimerización (24 horas después) no pueden ser anticipados. Este efecto varía

según la marca y el color del composite, unos cambian más tras 24 horas de post-polimerización y por el contrario otros permanecen más estables.

Eldiwany en 1995 y Arikawa en el año 2009 describieron disminuciones estadísticamente significativas en los valores de la variable b, con lo cual disminuía la cantidad de amarillo y aumentaba la cantidad de azul tras la polimerización^{208, 213}. Los cambios de color de las resinas compuestas después de la polimerización principalmente están causados por una disminución del valor (L) y de la intensidad (C)¹⁷².

Barutçigil en el año 2011¹⁸³ encontró valores de ΔL , calculados comparando los obtenidos antes y después de polimerizar, de $\Delta L = 0.30$ a $\Delta L = 9.77$ unidades. Es decir, los dientes se oscurecieron disminuyendo el valor. Los autores achacan esta alteración a la conversión de monómeros en cadenas de polímeros (matriz), mientras que durante la polimerización el relleno permanece sin cambios²¹⁴.

En este estudio, 14 de las 17 resinas compuestas dentales utilizadas mostraron un cambio de color perceptible después de polimerizar¹⁸³. Coincidentes con los resultados encontramos más publicaciones en esta línea, tras la polimerización disminuye la coordenada L^{96, 124, 188} y disminuye la coordenada b^{124, 128, 188}.

Sabatini C, coincide con lo expuesto: inmediatamente tras la polimerización los parámetros L y b cambian hacia valores negativos, es decir, se vuelven los composites más oscuros y más azules, con excepción de algunas de las marcas, como por ejemplo Ceram X en la que el parámetro L aumenta¹⁴².

El tiempo de inmersión es un factor crítico en la estabilidad del color de los composites dentales. Esta afirmación está de acuerdo con un estudio de Yannikakis, donde se afirma que los cambios de color son mayores cuando se incrementa el tiempo de inmersión²¹⁵.

Domingos PA, en el año 2011¹⁴¹ encontró diferencias estadísticamente significativas entre las 24 horas y los 60 días en todos los medios de inmersión

estudiados (saliva artificial, café, té, Coca-Cola). Además, al comparar el café con la Coca-Cola, el café producía cambios de color (ΔE) superiores que la Coca-Cola, así como cambios superiores en ΔL .

De acuerdo con el estudio anterior, la saliva artificial también promueve un ligero cambio de color en las muestras ($\Delta E = 1.73$) clasificándose como "ligeramente perceptible"^{120, 121}. Por lo tanto, la saliva artificial también influencia significativamente la estabilidad de las resinas compuestas desde un $\Delta E = 1.22$ a las 24 horas hasta un $\Delta E = 9.25$ a los sesenta días.

Según Domingos, la Coca-Cola fue el medio que menor influencia tiene sobre la estabilidad de color de los composites de resina, $\Delta E = 1.34$ a las 24 horas hasta un ΔE de 2.66 a los 60 días, es decir, un cambio de color inferior al provocado por la saliva artificial.

El tiempo de inmersión en el que se encuentran cambios de color más pronunciados ocurre según Domingos PA, en el año 2011¹⁴¹ tras 30 días de inmersión y no en las horas iniciales. Esta afirmación entra en desacuerdo con el estudio de Buchalla W, 2002¹³², que encuentra las mayores tinciones entre las 24 horas y los 7 días. Es posible que estas diferencias puedan deberse a distintas metodologías.

Para el café, Domingos PA, en el año 2011¹⁴¹ observó un cambio de color en la resina desde las primeras 24 horas de inmersión, similar al encontrado por Yazici AR, 2007²¹⁶; este cambio de color se ve progresivamente aumentado hasta alcanzar un $\Delta E = 17.49$ a los 60 días, por lo que según el National Bureau of Standards (NBS) se transforma en otro color.

Tyas MJ²¹⁷ en 1992 afirmó que estos cambios de color podrían darse principalmente durante los primeros seis meses post tratamiento o después. Así pues, las resinas compuestas no deberían de considerarse estables desde un punto de vista colorimétrico^{218, 219}.

Los resultados obtenidos en el estudio publicado por Sabatini et al ¹⁴² mostraron que los composites con espesores de 3mm presentaron mayores cambios de color que las muestras con espesores de 1mm ($p < 0.001$). Al comparar el color A3 y el color "blanqueado", el color "blanqueado" muestra mayor cambio de color que el color A3 para todas las marcas a las 24 horas y al mes de almacenamiento ($p < 0.001$). Inmediatamente después de de la polimerización los colores A3 mostraron mayores cambios de color que los tonos "blanqueados" ($p < 0.001$)¹⁴².

Al mes de almacenamiento no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con respecto al espesor de las muestras ($p= 0.384$) y sí con respecto a la marca y al color de la resina compuesta ($p < 0.001$). Tras un mes de almacenamiento, la interacción entre espesor y color, espesor y marca, y la interacción triple entre espesor, marca y color no tuvieron un efecto estadísticamente significativo sobre ΔL .

Bajo las condiciones del estudio los cambios de color a las 24 horas podrían ser atribuidos a la reacción de post-polimerización de los composites y los cambios de color al mes podrían ser atribuidos a la absorción de agua. La mayoría de los cambios de color relevantes ocurrieron después de la polimerización inicial y a las 24 horas. Los cambios de color después de un mes con respecto a las 24 horas fueron insignificantes y permanecieron bajo el umbral de $\Delta E=3.3$ para todos los materiales indicando que juegan un papel inferior en el cambio de color total neto ¹⁴².

Sabatini en el año 2012 ¹⁴² atribuye a los parámetros L y b el mayor peso en los cambios de color encontrados, ya que se observó un menor cambio en la coordenada a. Estos resultados son respaldados por estudios anteriores ^{119, 172}.

6.5 PERCEPCIÓN / ACEPTACIÓN

La literatura no se pone de acuerdo con respecto a las limitaciones del ojo humano en términos de percibir diferencias de color, considerando que estas

diferencias varían entre individuos ¹⁷. Varios estudios se han preocupado por conocer los umbrales de percepción y aceptación del ojo humano ^{15,220,223}.

Según Central Bureau of the International Commission on Illumination, los cambios de color pueden clasificarse de la siguiente forma:

Central Bureau of the International Commission on Illumination (1986)	
ΔE	<i>Cambio de color</i>
0.0-0.5	extremadamente pequeño
0.5-1.5	cambios ligeros
1.5-3.0	cambio perceptible
3.0-6.0	cambio marcado
6.0-12.0	cambio extremadamente marcado
≥ 12	cambio a otro color

Han sido varios los autores que han investigado en torno al grado de percepción /aceptación colorimétrica del ojo humano. La capacidad de percibir diferencias de color varían entre individuos y pequeñas diferencias de color están sujetas de debate. Diferentes ΔE han sido propuestos para determinar los umbrales de la aceptación clínica. Distintos autores han aportado distintos valores:

$\Delta E = 1$ unidad --> perceptible para el ojo humano ¹⁸⁸

$\Delta E = 2-3$ unidades --> perceptible por el ojo humano ²²⁰

$\Delta E > 3.3$ unidades ²²¹

$\Delta E > 3.7$ unidades ¹⁵

$\Delta E > 5.5$ unidades Inaceptable clínicamente ^{15,17}

En Odontología el umbral de aceptabilidad para las diferencias de color es mayor que el umbral de perceptibilidad.

La mayoría de las publicaciones consideran un incremento de E (ΔE) superior a 3.3 unidades perceptible visualmente ²²¹. También está muy extendido que ΔE

menor o igual a 3.7 unidades es considerado visualmente imperceptible y clínicamente aceptable ^{15, 222}.

En 1995 Eldiwany y colaboradores estudiaron cambios en las propiedades ópticas cuando se polimerizan resinas compuestas. La polimerización por luz causó cambios de color que fueron perceptibles o imperceptibles dependiendo del composite utilizado ¹²⁴.

Los umbrales para ΔE sobre "percepción" y "aceptación" son muy variados en la literatura publicada y también dependen del observador, la iluminación, el objeto y la distancia de observación.

6.6.- FÓRMULAS DE DIFERENCIAS DE COLOR

Según Kim et al, las fórmulas ΔE_{ab} , Δ_{99} y ΔE_{00} pueden ser usadas de forma indistinta para la evaluación de las diferencias de color sobre tablillas de color ²²⁴.

La relación entre la fórmula euclídea y la fórmula CIEDE2000 aparece cuantificada por Xu BT, y colaboradores en el año 2012.

$$\Delta E_{00} = -0.049 + 0.619 \Delta E_{ab}$$

Nuestros resultados encuentran una relación de

$$\Delta E_{00} = 0,130 + 0,553 \Delta E_{ab}$$

El modo de cálculo descrito para ΔE pondera los factores de valor, intensidad y tinte de tal manera que no se prestan demasiado bien para medir en que parámetro/s está la diferencia de color percibida entre colores. Aplicando diversas modificaciones en el cálculo pueden conseguirse mejoras en la medida de la diferencia de color ΔE (distancia euclídea). CIEDE2000 representa correcciones adicionales de la irregularidad que muestran las diferencias entre colores en el espacio cromático L, a y b. Especialmente en la

aplicación en el sector dental, la elección indicada para calcular ΔE no es muy afortunada. La ponderación del valor o luminosidad debería ser más acusada, al tener ésta el mayor peso en la percepción de la coincidencia entre colores dentales. La coordenada de croma que más relevancia tiene a la hora de imitar un color dental, es el valor, las coordenadas a y b, tienen menor importancia

226

A large, stylized, grey number '7' is positioned in the lower right quadrant of the page. It has a thick, blocky appearance with a slight curve at the top and a sharp, pointed bottom.

CAPÍTULO

CONCLUSIONES

7.- CONCLUSIONES

Basándonos en los resultados obtenidos podemos concluir que:

1.-Existen diferencias estadísticamente significativas entre las cuatro marcas estudiadas (Gaenial, Empress, Venus, y Esthet X), en cada uno de los colores estudiados (A-2, A-3, B-2, B-3).

2.- Existe un cambio estadísticamente significativo en las tres coordenadas de color (L, a y b) tras polimerizar las resinas compuestas en las cuatro marcas comerciales estudiadas y en los cuatro colores seleccionados. En todas las resinas estudiadas, la coordenada a aumentó (volviéndose más rojos), mientras que la coordenada b disminuyó (volviéndose más azules).

3.- El efecto del medio de conservación (Coca-Cola, suero fisiológico) sobre el color A-3, no es el mismo en los dos periodos temporales considerados, 7 días y 4 semanas.

4.-Se encuentran diferencias cromáticas estadísticamente significativas para el color A-3, así como para las variables L, a y b, en los cuatro momentos temporales estudiados (24 horas, 7 días, 4 semanas, 12 semanas).

5.- La fórmula CIEDE2000 capta mejor que la fórmula euclídea las diferencias de color percibidas por el ojo humano, por lo que resulta la fórmula de elección para medir diferencias cromáticas que tengan que interpretarse clínicamente.

6.- La fórmula euclídea proporciona valores mayores en el cálculo de la diferencia de color que la fórmula CIEDE2000; en concreto, los resultados obtenidos con la fórmula euclídea son entre 1,25 y 2,32 veces mayores que los obtenidos con la fórmula CIEDE2000. Esta relación encontrada puede ayudar en la interpretación de los valores obtenidos con la fórmula CIEDE2000, de reciente desarrollo.

CAPÍTULO

REFERENCIAS
BIBLIOGRÁFICAS

8.~ REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CIE (Commission Internationale de l'Éclairage). **Improvement to industrial colour-difference evaluation**. 2001 Viena CIE Central Bureau Public 142.
2. Bridgeman B. **Psychology and neuroscience: mind and brain**. Science 1987 Jan 16;235(4786):373-4.
3. Joiner A. **Tooth colour: a review of the literature**. J Dent 2004;32 Suppl 1:3-12 Review.
4. Sproull RC. **Color control. Part III**. J Prosthet Dent 1974; 31: 146-155.
5. Romeo Rubio M, Martínez Vazquez de Parga JA. **Estudio comparativo de la intensidad lumínica reflejada entre diferentes cerámicas dentales**. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2002;4(3):211-217.
6. Martínez Vázquez de Parga JA., Nieto Alcalde S, Romeo Rubio M, Cañada Madinazcoitia L. **Factores que determinan la percepción del color en Odontología**. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2004 Volumen 6, nº3, 218-225.
7. Touait B. **Esthetic dentistry and ceramic restorations**. London: Martin Dunitz, 1993.
8. Martínez Vazquez de Parga JA., del Rio Highsmith J., Vela Ramón L. **Principios Básicos del color**. Revista Europea del Odontoestomatología 1994;6(3):151-154.
9. McLaren EA. **Luminiscent veneers**. J Esthet Dent 1997;9:3-12.
10. CIE (Commission Internationale de l'Éclairage). 1976. Annuaire, Roster, Register, **Annexe au Bulletin CIE** (París: Bureau Central de la CIE). (PROCLUS, patrimonio Conicet).
11. Cho BH, Lim YK, Lee YK. **Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System**. Dent Mater 2007 Oct;23(10):1307-12.
12. <http://www.gusgsm.com>
13. <http://www.mimoriarty.wordpress.com>
14. Kuehni RG, Marcus RT. **An experiment in visual scaling of small color differences**. Color Res Appl 4 (1979), pp. 83–91.
15. Johnston WM, Kao E.C. **Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry**. J Dent Res 68 (1989), pp. 819–822.
16. Ragain JC, Johnston WM. **Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers**. Color Res Appl 2000;25:278-85.

17. Douglas RD, Brewer JD. **Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns.** J Prosthet Dent 79 (1998), pp. 254–260.
18. Melgosa M, Pérez MM, Hita E. **Chromaticity-discrimination thresholds with aperture and object colors: experimental results and predictions of some recent color-difference formulas.** Appl Opt 1996 Jan 1;35(1):176-87.
19. Wyszecki G. **Color matching and color-differences matching.** J Opt Soc Am 1972; 62:117-128.
20. CIE Proc. 8th Session, Cambridge 1931; 19-29 (recomendations 1, 2, 3, 4), Cambridge University Press, Cambridge 1932.
21. <http://www.daltonize.org>
22. Goldstein RE. **In-office bleaching: where we came today.** J Am Dent Assoc 1997; 128: 11-5.
23. Lambert DL. **Motivación estética y blanqueamiento dental vital.** Signature Int 2000;5: 5-10.
24. Clark EB. **Tooth color selection.** J Am Dent Assoc 1933; 20:1065-1073.
25. Hall NR. **Tooth colour selection: the application of colour science to dental colour matching.** Aust Prosthodont J 1991; 5: 41-46.
26. Hattab FN, Qudeimat MA, Al-Rimawi HS. **Dental discoloration: an overview.** Journal of Esthetic Dentistry 11 (1999), pp. 291–310.
27. Qualtrough AE, Burke FJT. **A look at dental esthetics.** Quintessence International 25 (1994), pp. 7–14.
28. Hernández Rodríguez Z, Celemín Viñuela A. **Estudio del color en la población española según sexo y edad.** Gaceta Dental: Industria y Profesionales 2009 n° 203 Pág 160-175.
29. Clark EB. **An analisis of tooth color.** J Am Dent Assoc 1931;18: 2093-2103
30. Touati B, Miara P, Nathanson D. **Transmisión del color y de la luz. En: Odontología estética y restauraciones cerámicas.** Barcelona: Masson S.A., 1999:39-60.
31. <http://www.solutions.productos3m.es>
32. Sproull RC. **Color matching in dentistry. Part 1. The three dimensional nature of color.** J Prosthet Dent 1973; 29:416-424.
33. Lemiere PA, Burk B. **Color in dentistry.** Hartford, CN: JM Ney 1975.66-74.
34. Goodkind RJ , Keenan KM , Schwabacher WB. **A comparison of Chromascan and spectrophotometric color measurements of 100 natural teeth.** J Prosthet Dent 1985 Jan;53(1):105-9.
35. Ishikawa T, Ishiyama T, Ohson M, Sekine N. **Trial manufacture of photoelectric colorimeter using optical fibers.** Bull Tokyo Dent Coll 1969

- Nov;10(4):191-7.
36. Hosoya Y, Goto G. **Primary tooth color I. Chromatic measurement using a color and color difference meter 1001 DP.** Shoni Shikagaku Zasshi. 1985;23(1):69-77.
 37. Goodkind RJ, Schwabacher WB. **Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth.** J Prosthet Dent 1987;58: 535-542.
 38. Rubiño ., García JA, Jimenez del Barco L, Romero J. **Colour measurement of human teeth and evaluation of a Colour guide.** Color Res Appl 1994 Vol 19 nº1: 19-22.
 39. <http://www.bustamantelab.blogspot.com>
 40. Zelanski P, Fisher MP. **Elementos básicos del color.** Madrid: H. Blume, 2001:13-21.
 41. Bergen SF. **Color in esthetics.** N Y State Dent J 1985; 51:470-471.
 42. Yap AU, Sim CP, Loh WI, Teo JH. **Human eye versus computerized color matching.** Oper Dent 1999; 24: 358-63.
 43. Ragain JC, Johnston WM. **Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers.** Color Res Appl 2000;25: 278-85.
 44. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. **Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain.** J Dent Res 1989 Dec; 68 (12):1760-4.
 45. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. **Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth.** J Dental Research 2002, vol81, nº8:578-582.
 46. <http://www.vita-zahnfabrik.de>
 47. Nuñez Díaz P, del Rio Highsmith J. **Estudio comparativo entre sistemas de medición del color en Odontología.** Gaceta Dental 2007 mar; 179.
 48. Kourtis SG, Tripodakis AP , Doukoudakis AA . **Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex.** J Prosthetic Dentistry noviembre 2004, vol 92,nº5: 477-485.
 49. Cefaly DF, Seabra BG, Tapety CM, Taga EM, Valera F, Navarro MF. **Efectiveness of surface protection of resin modified glass ionomer cements evaluated spectrophotometrically.** Operative Dentistry, 2001, nº 26:401-405.
 50. Ortengren U , S Langer , Göransson A , T Lundgren. **Influence of pH and time on organic substance release from a model dental composite: a fluorescence spectrophotometry and gas chromatograph/mass spectrophotometry analysis.** European J of Oral Sciences, 2004, nº 112:530-537.
 51. Herbás García A, Martínez Lozano MA, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos

- Galve P. **A review of the materials and clinical indications.** Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11: E215-20.
52. Bowen R. **Properties of silica reinforced polymer for dental restoration.** J Am Dent Assoc. 1963, 66: 57-64.
53. Hoffmann N, Hugo B, Klaiber B. **Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness.** Eur J Oral Sci. 2002; 110: 471-9.
54. Bayne SC, Schmalz G. **Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials.** Clin Oral Investig. 2005 Dec;9(4):209-14.
55. Goldstein RE. **Sistemas adhesivos de los composites.** En: Goldstein RE. Odontología Estética vol.I. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.
56. van Noort R. **Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination--a personal view.** J Dent. 1994;22 Suppl 1:S4-8. Review.
57. Holter D, Frey H, Mulhaupt R. **Branched bismethacrylates based on BIS-GMA. A systematic route to low shrinkage composites.** Polymer Preprints. 1997; 38: 84-5.
58. De la Macorra JC. **La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas.** Odontol Cons 1999; 2: 24-35.
59. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. **Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.** Dent Mater. 1999; 15: 128-37.
60. Xu HH. **Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels.** J Dent Res. 1999; 78: 1304-11.
61. Geraldi S, Perdigao J. **Microleakage of a new restorative system in posterior teeth.** J Dent Res. 2003; 81: 127-65.
62. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. **Determination of polymerization stress of conventional and new "Clustered" Microfill-composites in comparison with hybrid composites.** J Dent Res. 2003; 81: 921.
63. Rodriguez G, Pereiras S. **Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas.** Acta Odontológica Venezolana. 2008; vol 46, nº3: 1-19.
64. Lutz F, Phillips RW. **A classification and evaluation of composite resin systems.** J Prosthet Dent. 1983; 50: 480-8.
65. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J, Vanherle G. **A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristic.** Dent Mater. 1992 Sep; 8(5): 310-9.

-
66. Sakar NK, Karmaker A, Prasad A, Shih F. **Simulation of in vivo degradation of dental composites.** J Mater Sci Let. 1999; 18: 1749-52.
 67. Bayne S, Thompson J, Swift E. Jr. Stamatiades P, Wilkerson M. **A caracterizacion of first-generation flowable composites.** JADA. 1998; 129 (5): 567-77.
 68. Phillips R, Avery D, Mehra R, Swatz M, McCone R. **Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report.** J Prost Dent. 1973; 30 (6): 891-897.
 69. Beldevere P. **Posterior composites experiencing growth trend.** Dentistry Today. 1999; 18 (3).44: 46-47.
 70. Tveit A, Espelid I. **Radiographic diagnosis of caries and marginal defect in connection with radiopaque composite filling.** Dent Mater. 1986; 2: 159-162.
 71. Lang B, Jaarda M, Wang R. **Filler particle size and composite resin classification systems.** J Oral Rehabil. 1992; 19: 569-584.
 72. Bayne C. Perspective: **Our future in restorative dental materials.** J Esthet Dent. 2000; 12: 175-183.
 73. Miyasaka T. **Effects of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins.** J Dent Materials. 1996; 15: 98-110.
 74. Braga R, Ballester R, Ferracane J. **Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review.** Dent Mater. 2005; 21: 962-70.
 75. Wakefield C, Kofford K. **Advances in restorative materials.** Dent Clin North Am. 2001; 45: 7-29.
 76. Lutz F, Krejci I, Oldenburg T. **Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique.** Quintessece Int. 1986; 17: 777-784.
 77. 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 Nov;10(6):353-62.
 78. Albers HF. Resin Polymerization. In: Albers HF ed. **Tooth-colored restoratives. Principles and techniques.** London: BC Decker In9ª Ed. 2002. p.81-110.
 79. Pfeifer S, Friedl KH, Hiller KA, Schneider A, Schmalz G. **Efficiency of LED and halogen polymerization in composite restorations.** J Dent Res. 2002; abs: 3974.

80. Silikas N, Eliades G, Watts DC. **Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain.** Dent Mater. 2000 Jul;16(4):292-6.
81. Ferracane J, Condon J, Suh B. **Effect of filler on degree of conversion (DC) of resin.** J Dent Res. 1992; 72: 138.
82. Pilo R, Cardash HS. **Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites.** Dent Mater. 1992 Sep;8(5):299-304.
83. Rueggeberg F, Caughman W, Curtis J, Davis H. **Factors affecting cure at depths within light activated resin composites.** Am J Dent. 1993; 6: 91-95.
84. Ferracane J, Greener E. **The effect of resin formulation on the degree of conversion and the mechanical properties of dental restorative resins.** Journal of Biomedical Materials Research 1986 20(1) 212-131.
85. Leonard RH Jr, Bentley C, Eagle JC, Garland GE, Knight MC, Phillips C. **Nightguard vital bleaching: a long-term study on efficacy, shade retention, side effects, and patients' perceptions.** J Esthet Restor Dent. 2001;13(6):357-69.
86. Rueggeberg FA, Jordan DM. **Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite.** Int J Prosthodont. 1993 Jul-Aug;6(4):364-70.
87. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. **Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization.** Biomaterials. 1996 Dec;17(24):2313-8.
88. Yap AU, Seneviratne C. **Influence of light energy density on effectiveness of composite cure.** Oper Dent. 2001 Sep-Oct;26(5):460-6.
89. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. **Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain.** Int J Prosthodont. 1994 Nov-Dec;7(6):549-53.
90. Caughman WF, Rueggeberg FA. **Shedding new light on composite polymerization.** Oper Dent. 2002 Nov-Dec;27(6):636-8.
91. Preston JD. **Light and lighting in dental offices.** Dental Clin North Am 1978; 22: 431-451.
92. CIE Commission International de l'Eclairage (CIE): Colorimetry (ed. 3). CIE publication No.15. Vienna, Austria, Central Bureau of the CIE, 2004.
93. Melgosa M, Pérez MM, Hita E. **Chromaticity-discrimination thresholds with aperture and object colors: experimental results and predictions of some recent color-difference formulas.** Appl Opt 1996 Jan 1;35(1):176-87.
94. Luo MR, Cui G, Rigg B. **The development of CIE 2000 colour-difference formula CIEDE 2000.** Color Res App 2001 26, 340-350.

95. CIE Publication 116-1995, **Industrial colour-difference evaluation** (Technical Report) CIE Bureau Central, Vienna 1995.
96. Paravina RD. **Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus.** *Int J Prosthodont.* 2002 Nov-Dec;15(6):528-34.
97. Gabriel KR. **Analysis of meteorological data by means of canonical decomposition and Biplots.** *J Appl Meteorol* 1972; 11: 1071-1077.
98. Galindo MP. **Una alternativa de representación simultanea: HJ-Biplot.** *Qüestiió.*1986; 1: 13-23.
99. Ximénez MC, Ximénez Gómez MC, San Martín Castellanos R. Análisis de la varianza con medidas repetidas. 2000 La Muralla.
100. Hair JF, Anderson RE, Tatham RL, Black WC. **Análisis Multivariante.** Prentice Hall Iberia 1999.
101. Borg I, Groenen PJF. **Modern multidimensional scaling. Theory and applications.** 2 ed. New York. Springer.
102. Bland JM, Altman DG. **Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.** *The Lancet* 1986, Feb; 8: 307-310.
103. Bland JM, Altman DG **Measuring agreement in method comparison studies.** *Statistical Methods in Medical Research* 1999; 8: 135-160.
104. Argimon-Pallán JM, Jimenez Vil J. **Análisis de la concordancia.** Métodos de Investigación Clínica y Epidemiológica. 2ed. Madrid. Harcorurt.
105. Hernández Aguado I, Porta-Serra M, Miralles M, García Benavides F, Bolúmar F. **La cuantificación de la variabilidad en las observaciones clínicas.** *Medicina Clínica* 95; 424-429.
106. Latour J, Abraira V, Cabello JB, López Sánchez J. **Métodos de investigación en cardiología clínica (IV). Las mediciones en clínicas en cardiología: validez y errores de medición.** *Rev Esp Cardiol* 1997; 50(2): 117-128.
107. Pita Fernández S, Pértega Díaz S. **Pruebas diagnósticas.** *Cad Aten Primaria* 2003; 10: 120-124.
108. López de Ullibarri Galparsoro I, Pita Fernández S. **Medidas de concordancia: el índice Kappa.** *Cad Aten Primaria* 1999; 6: 169-171.
109. Prieto L, Lamarca R, Casado A. **La evaluación de la fiabilidad en las observaciones clínicas: el coeficiente de correlación intraclase.** *Med Clin* 1998; 110(4): 142-145.
110. Bland JM, Altman D. (2007) **Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual.** *J of Biopharmaceutical Statistics* 2007 17, 571 – 582.

111. Ryan TP, Woodall WH. **The most cited statistical papers.** J appl Statistic; 32: 461-474.
112. Carrasco JL y Jover LL. **Métodos estadísticos para evaluar la concordancia.** Med Clin (Barc) 2004;122(Supl 1):28-34.
113. Jones M, Dobson A, O'Brian S. **A graphical method for assessing agreement with the mean between multiple observers using continuous measures.** Int J Epidemiol 2001; 40: 1308-1313.
114. Vicente Villardon, JL. (2010). **MULTBILOT: A package for Multivariate Analysis using Biplots.** Departamento de Estadística. Universidad de Salamanca. (<http://biplot.usal.es/ClassicalBiplot/index.html>)
115. Sharma, W, Dalal, EN. **The CIEDE2000 colour-difference formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations,** submitted to Color Research and Application, Jan 2004.
116. Anusavice KJ. **Quality evaluation of dental restorations. Criteria for placement and replacement.** Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago Illinois, 1989.
117. Kroeze HJ, Plasschaert AJ, Van't Hof, MA and Truin GJ. **Prevalence and need for replacement of amalgam and composite in Dutch adults.** J Dental Res 1990; 69: 1270-1274.
118. Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. **Color stability evaluation of aesthetic restorative materials.** Braz Oral Res. 2008; 22: 205-10.
119. Janda R, Roulet JF, Latta M, Steffin G, Rüttermann S. **Color stability of resin - based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light.** European J Oral Sci 2005; 113: 251-257.
120. Mutlu-Sagesen L, Ergün G, Ozkan Y, Semiz M. **Color stability of a dental composite after immersion in various media.** Dent Mater J. 2005;24:382-90.
121. Omata Y, Uno S, Nakaoki Y, Tanaka T, Sano H, Yoshida S, et al. **Staining of hybrid composites with coffee, oolong tea, or red wine.** Dent Mater J. 2006;25:125-31.
122. Soares LES, Cesar ICR, Santos CGC, Cardoso AL, Liporoni PCS, Munin E, et al. **Influence of coffee on reflectance and chemistry of resin composite protected by surface sealant.** Am J Dent. 2007;20:299-304.
123. Borges AL, Costa AK, Saavedra GS, Komori PC, Borges AB, Rode SM. **Color stability of composites: effect of immersion media.** Acta Odontol Latinoam. 2011;24(2):193-9.
124. Eldiwany M, Friedl KH, Powers JM. **Color stability of light-cured and post-cured composites.** Am J Dent 1995;8:179-81.

125. Lee YK, Powers JM. **Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging.** Am J Dent 2001;14:349–54.
126. Taira M, Okazaki M, Takahashi J. **Studies on optical properties of two commercial visible-light-cured composite resins by diffuse reflectance measurements.** J Oral Rehabil 1999;26:329–37.
127. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. **Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composites resins.** Dental Materials 1999; 15: 120-127.
128. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. **Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation.** European J Oral Scie 2004, 112(3) 280-285.
129. Shin DH, Rawls HR. **Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems.** Dent Mater 2009;25:1030–8.
130. Hosoya Y. **Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times.** Dent Mater 1999;15:268–74.
131. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. **Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging.** Dent Mater. 2003 Nov;19(7):612-9.
132. Buchalla W, Atin T, Hilgers RD, Hellwing E. **The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite.** J Prosth Dent 2002; 87(3): 264-270.
133. Send D, Goller G, Issever H. **The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and metacrylate-based resins.** J Prosthet Dent 2002; 88: 527-32.
134. Scotti R, Mascellani SC, Fortini F. **In vitro color stability of acrylic resin for provisional restorations.** Int J Prosthodont 1997; 10: 164-8.
135. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. **Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food.** Dental Materials 2006; 22: 63-68.
136. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. **Color stability of compomer after immersion in varios media.** J Esthetic Dent 2000; 12: 258-263.
137. Wasilewski M de S, Takahashi MK, Kirsten GA, de Souza EM. **Effect of cigarette smoke and whiskey on the color stability of dental composites.** American Journal Dentistry 2010; 23: 4-8.
138. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. **In vitro aging of dental composites in water. Effect of degree of conversión, filler volume and filler/matrix coupling.** Journal Biomedical Materials Research 1998; 42: 465-472.

139. Asmussen E, Hansen EK. **Surface discoloration of restorative resins in relation to surface softening and oral hygiene.** Scandinavian Dental Research 1986; 94: 174-177.
140. Catelan A, Briso ALF, Sundfelf RH, Goiato MC, Santos PH. **Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solution.** J Prosthet Dent 2011; 105: 236-241.
141. Domingos PA, Garcia PP, Oliveira AL, Palma-Dibb RG. **Composite resin color stability: influence of light sources and immersion media.** J Appl Oral Sci. 2011;19(3):204-11.
142. Sabatini C, Campillo M, Aref J. **Color stability of ten resin-based restorative materials.**J Esthet Restor Dent. 2012 Jun;24(3):185-99.
143. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. **Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins.** Dental Materials 200319 (1) 12-18.
144. Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D, Ripps A. **Color stability of fluoride-containing restorative materials.** Operative Dentistry 2000 25(6)520-525.
145. Moszner N, Salz U. **New developments of polymeric dental composites.**Progress in Polymer Science 2001 26(4) 535-576.
146. Moszner N, Klapdohr S. **Nanotechnology for dental composites.** International Journal of Nanotechnology 2004 1(1-2) 130-156.
147. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. **An application of nanotechnology in advanced dental materials.** Journal of the American Dental Association 2003 134(10)1382-1390.
148. Terry DA. **Direct applications of a nanocomposite resin systems. Part I. The evolution of contemporary composite materials.** Practical Procedures and Aesthetics Dentistry 2004 16(6) 417-422.
149. Yap AU, Low JS, Ong LF. **Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacidmodified composite restoratives.** Operative Dentistry 2000 25(3) 170-176.
150. Van Noort R, Davis LG. **Surface finish of composite resin restorative materials.** British Dental Journal 1984 157(10) 360-364.
151. Shintani H, Satou N, Satpi K, Hayashihara H, Inoue T. **Effect of various finishing methods on staining and accumulation of Streptococcus mutans HS6 on composite resin.** Dental Materials 1985 1(6) 225-227.
152. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. **Color stability of restorative resins.** Quintessence International 1991 22(9) 733-737.

153. Ferracane JL. **Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins.** Dental Materials 1958;1:11-4.
154. Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. **Ultraviolet light-included yellowing of dental restorative resins.** Journal Prosthetic Dentistry 1985; 54:483-7.
155. Douglas WH, Craig RG. **Resistance to extrinsic stains by hydrophobic composite resin systems.** Journal Dental Research 1982; 61: 41-3.
156. Satou N, Khan AM, Matsumae I, Satou J, Shintani H. **In vitro color change of composite-based resins.** Dental Materials 1989; 5: 384-7.
157. Waerhaug J. **Temporary restorations: advantages and disadvantages.** Dental Clinics of North American 1980; 24: 305-316.
158. Pipko JD, el-Sadeek M. **An in vitro investigation of abrasion and staining of dental resins.** Journal Dental Research 1972, 51: 689-705.
159. Koishi Y, Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. **Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses.** Journal Oral Rehabilitation 2001; 28: 799-804.
160. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. **Influence of food simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials.** J Dent 2005; 33: 389-398.
161. Inokoshi S, Burrow MF, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. **Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials.** Oper Dent 1996; 21: 73-80.
162. Vanini L. **Light and color in anterior composite restorations.** Pract Periodontics Aesthet Dent 1996; 8: 673-682.
163. Mundium FM, García Lda F, Pires-de-Souza FdeC. **Effect of staining solution and repolishing on color stability of direct composites.** J Appl Oral Sci 2010; 18: 249-54.
164. Garcia PPNS, Neto ER, Santos PA, Campos JADB, Dibb RGP. **Influence of the surface sealant on the translucency of composite resin: effect of immersion time and immersion media.** Mater Res. 2008;11:193-7.
165. Yap AU, Lye KW, Sau CW. **Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems.** Operative Dentistry 1997 22(6) 260-265.
166. Türkün M. **The effect of a one-step polishing systems on the surface roughness of the three esthetic resin composite materials.** Operative Dentistry 1999 24(5) 292-296.
167. Fay RM, Servos T, Powers JM. **Color of restorative materials after staining and bleaching.** Operative Dentistry 2002 27(1) 50-58.

168. Türkün LS, Türkün M. **Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior resin composites.** Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2004 16(5) 290-302.
169. Morgan M. **Finishing and polishing procedures of direct posterior resin restorations.** Practical Procedures and Esthetic Dentistry 2004 16(3) 211-217.
170. Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. **Color stability of Nanocomposites polished with one-step systems.** Operative Dentistry 2008, 33-4, 413-420.
171. Hachiya Y, Iwaku M, Hosoya H, Fusuyama T. **Relation of finish to discoloration of composite resins.** Journal Prosthetic Dentistry 1984; 52: 811-814.
172. Kim IJ, Lee YK. **Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization.** Journal Biomedical Materials Research B Appl Biomater 2007; 80(2): 541-546.
173. Paravina RD, Powers JM. **Esthetic color training in dentistry.** St Louis, MO, Elsevier-Mosby, 2004.
174. Asmussen E. **Factors affecting the color stability of restorative resins.** Acta Odontol Scand. 1983;41:11-8.
175. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. **Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights.** Dent Mater. 2006;22:988-94.
176. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Wasef M, Omar H, Kermanshahi S. **Efficacy of new LED light-curing units in hardening of Class II composite restorations.** J Can Dent Assoc. 2007;73:253.
177. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. **Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes.** J Oral Rehabil. 2001;28:586-91.
178. Bala O, Olmez A, Kalayci S. **Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites.** J Oral Rehabil. 2005;32:134-40.
179. Micali B, Basting RT. **Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogenbased light-curing units.** Braz Oral Res. 2004;18:266-70.
180. Sung_Hee K, Yong-Keun L. **Changes in color and color coordinates of an indirect resin composite during curing cycle.** Journal of Dentistry 2008, 36: 337-342.
181. Pires-de-Souza FC, Garcia LF, Hamida HM, Casemiro LA. **Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a Light Emitting Diode source.** Braz Dent J. 2007;18:119-23.

182. Nomoto R. **Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins.** Dent Mater J. 1997; 16: 60-73.
183. Barutcigil C, Harorli OT, Yildiz M, Ozcan E, Arslan H, Bayindir F. **The color differences of direct esthetic restorative materials after setting and compared with a shade guide.** J Am Dent Assoc. 2011 Jun;142(6):658-65.
184. Asmussen E. **Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers.** Scandinavian Journal of Dental Research 1982; 90 (6): 490-496.
185. Harrington E, Wilson HJ, Shorthall AC. **Light activated restorative materials: A method of determining effective radiation time.** Journal of Oral rehabilitation 1996, 23(3):210-218.
186. Janda R, Roulet JF, Latta M, Kaminsky M, Rüttermann S. **Effect of exponential polymerization on color stability of resin-based filling materials.** Dent Mater. 2007 Jun;23(6):696-704. Epub 2006 Aug 8.
187. Pearson GJ. **Aspects of the use and abuse of aesthetic restoratives: 1. Composite materials.** Dent Update. 1990 Apr;17(3):103-4, 106-8.
188. Segui RR, Gritz MD, Kim J. **Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerizations.** Dental Materials 1990;6: 133-7.
189. Makinson OF. **Colour changes on curing light-activated anterior restorative resins.** Aust Dent J 1989;34: 154-9.
190. Gaintantzopoulou M, Kakaboura A, Vougiouklakis G. **Colour stability of tooth - coloured restorative materials.** Eur J Prosthodont Rest Dent 2005; 13, n°2: 51-56.
191. Janda R. Dental Materials. In: Pelc H, Elvers B, Hawkins ST, Harrer R, Pikart-Müller M, editors. **Synthetic resins.** Ullmann's encyclopedia of industrial chemistry, 5th edn. Weinheim: VCH Publishers; 1987: 277-84.
192. Asmussen E. **Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins.** Oper Dent 1985; 10: 61-73.
193. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. **Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology.** British Dental Journal 1999 186(6): 388-391.
194. Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. **Visible light-activated resins - depth of cure.** Journal American Dent Association 1983; 106: 634-637.
195. Baharav H, Abraham D, Cardash HS, Helft M. **Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin.** Journal Oral Rehabilitation 1988; 15: 167-171.

196. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh. **Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites.** Dent Mater. 2008;24:737-43.
197. Ferracane JL. **Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks.** Dent Mater. 2006;22:211-22.
198. Leibrock A, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Vergleichende. **In vitro-Farbbeständigkeitsprüfung zahnfarbener Werkstoffe.** Dtsch Zahnärztl Z 1996;51: 242-245.
199. Darvell BW. **Materials science for dentistry.** 7th ed. Hong Kong: Hong Kong University Press; 2000.p.116-7, 480.
200. Ruyter IE. **Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment.** Adv Dent Res 1995; 9: 344-7.
201. Braden M, Clarke RL. **Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. I. Proprietary materials.** Biomaterials 1984;5: 369-72.
202. Oysaed H, Ruyter. **Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth.** Journal Dental Research 1986; 86: 1315-8.
203. Pascual B, Gurruchaga M, Ginebra MP, Gil FJ, Planell JA, Goni I. **Influence of the modification of P/L ratio on a new formulation of acrylic bone cements.** Biomaterials 1999; 20: 465-74.
204. Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. **Influence of pH and storage time on sorption and solubility behavior of three composite resin materials.** J Dent 2001; 29: 35-41.
205. Begum TS, Kocak A, Esra A. **Effect of five staining solutions on the colour stability of two acrylics and three composite resins based provisional restorations.** Eur J Prosthodont Restor Dent 2006; 14: 2-6.
206. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. **Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials.** Journal Prosthetic Dentistry 2006; 95: 137-142.
207. Villalta P, Lu H, Okte Z, García Godoy F, Powers JM. **Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins.** J Prosthet Dent 2006; 95: 137-142.
208. Eldiway M, Friedl KH, Powers JM. **Color stability of light of light-cured and post-cured composites.** American Journal of Dentistry 1995; 8: 179-81.

-
209. Ertas E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. **Color stability of resin composites after immersion in different drinks.** Dental Materials Journal 2006 25(2) 371-376.
210. Malekipour MR, Sharafi A, Kazemi S, Khazaei S, Shirani F. **Comparison of color stability of a composite resin in different color media.** Dent Res J (Isfahan). 2012 Jul;9(4):441-6.
211. Um CM, Ruyter IE. **Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea.** Quintessence International 1991 22;(5): 377-386.
212. Burrow MF, Makinson OF. **Color change in light-cured resins exposed to daylight.** Quintessence International 1991 22(6) 447-452.
213. Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. **Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins.** Dental Materials Journal 2009; 28 (4): 454-460.
214. Lee YK, Lim BS, Kim CW. **Difference in polymerization color changes of dental resin composites by the measuring aperture size.** J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2003; 66 (1): 373-378.
215. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. **Color stability of provisional resin restorative materials.** Journal of Prosthetic Dentistry 2002 87(3) 264-270.
216. 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;32:616-22.
217. Tyas MJ. **Color stability of composite resins: A clinical comparison.** Australian Dental Journal 1992; 37: 88-90.
218. Douglas RD. **Color stability of new generation indirect resins for prosthodontic application.** J Prosthetic Dent 2000; 83: 166-170.
219. Stober T, Gilde H, Lenz P. **Color stability of highly filled composite resin materials for facing.** Dental Materials 2001; 17: 87-94.
220. Segui RR, Hewlett ER, Kim J. **Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain.** Journal Dental Research 1989; 68: 1760-4.
221. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. **Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers.** Dental Materials 1987;3: 246-51.
222. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. **Evaluation of visual and instrument shade matching.** Journal Prosthetic Dentistry 1998;80: 642-8.
223. Gross MD, Moser JB. **A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins.** Journal Oral Rehabilitation 1977;4: 311-22.

224. Kim JG, Yu B, Lee YK. **Correlations between color differences based on three color-difference formulas using dental shade guide tabs.** J Prosthodont. 2009 Feb;18(2):135-40.
225. Xu BT, Zhang B, Kang Y, Wang YN, Li Q. **Applicability of CIELAB/CIEDE2000 formula in visual color assessments of metal ceramic restorations.**J Dent. 2012 Jul;40 Suppl 1:e 3-9.
226. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. **Principios básicos de determinación del color.** Quintessenz Zahntech 2004, 30, 7, 726-740.