

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA, LEÓN
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



Tesis para optar al título de
Maestría en Odontología Restauradora y Estética.

Estabilidad de color al usar dos tipos de cementos resinosos para carillas, cemento de curado dual y cemento fotopolimerizable en láminas de cerámica feldespática sometidas a envejecimiento prematuro mediante termociclado: “Estudio in vitro”

Autores:

Róger Ilich Sevilla Pérez

Tutor:

M.S. Walter Salazar Salgado

Asesor Metodológico:

PhD. Leonardo Mendoza Blanco.

León, Nicaragua. Noviembre 2023.

2023: “Todas y todos juntos vamos adelante”

Resumen.

1. En el presente estudio, investigaremos si existe cambios en la estabilidad cromática del láminas de cerámica feldespática cementadas mediante cementos resinosos dual y fotopolimerizable al ser sometidas a un proceso de termociclado que simule 3 meses de uso en boca. **Objetivos:** Analizar el efecto del tipo de cementos resinosos: cemento resinoso dual A y cemento resinoso fotopolimerizable B en la estabilidad de color de las láminas cerámicas feldespáticas. **Material y medodo:** El estudio se realizará en láminas de cerámica feldespática cementadas calibradas con un grosor de 0.7 mm x 10 mm de diametro mediante un caliper digital. La muestra será de 20 especímenes, agrupándose en 10 especímenes por cada tipo de agente cementante a evaluar, más un grupo control de 10 especímenes cementadas con un cemento "C" (Cemento Gold Estándar) 60 láminas de cerámica feldespática, de las cuales 30 láminas de cerámica feldespática serán calibradas mediante un caliper digital a 0.7 mm de grosor que simularan el grosor promedio de una carilla cerámica de uso en boca. Y 30 láminas de cerámica feldespática calibrada a un 1mm de grosor que representan el sustrato donde se realizará la cementación. Todas con un diametro de 10 mm. **Resultados:** Los resultados de este estudio in vitro revelaron que el tipo de material y el termociclado tienen un efecto significativo en los valores de color (ΔE , menor luminosidad y mayor opacidad) Dentro los 2 tipos de cemento evaluados fue el cemento fotopolimerizable el que presento mejores valores. Por lo tanto, se rechazaron las hipótesis nulas (H_0) que el tipo de cemento resinoso no interfiere en la estabilidad del color de las láminas de cerámicas feldespáticas. **Conclusion:** El termociclado y los tipos de cementos de resina pueden afectar la estabilidad del color la restauraciones de cerámica feldespática. Los cambios de color de los cementos de resina después del termociclado estuvieron dentro de los límites clínicamente aceptables ($\Delta E < 3.5$), siendo afectado la opacidad. El grupo de cemento de resina dual mostró el cambio de color más bajo después de 1200 termociclos comparado con el grupo de cemento de resina

fotopolimerizable. Los valores de ΔE de todos los grupos de cemento de resina adhesivo libre de amina mostraron cambios, excepto para el grupo control.

León 14 de Noviembre 2023

Carta de Autorización del tutor

El suscrito docente de Maestría Profesional en odontología restauradora y estética y tutor del trabajo monográfico titulado "Estabilidad de color al usar dos tipos de cementos resinosos para carillas, cemento de curado dual y cemento fotopolimerizable en láminas de cerámicas feldespáticas sometidas a envejecimiento prematuro mediante termociclado." "Estudio in vitro"

Realizado por el Dr. Roger Ilich Sevilla Pérez, considera que este documento ha cumplido con los requisitos necesarios para ser sometido a consideración de un tribunal examinador dispuesto por las autoridades de la facultad de Odontología, para ser defendido por el sustentante, como requisito para obtener el título de Master en Odontología Restauradora y Estética.

Atentamente:

A circular official stamp in blue ink is positioned over a handwritten signature. The stamp contains the text "FACULTAD DE ODONTOLOGIA" at the top, "MAESTRIA EN ODONTOLOGIA" in the middle, and "UNAN - LEON" at the bottom. In the center of the stamp is a coat of arms. The signature is written in black ink and appears to be "Watter Salazar Salgado".

Dr. Watter Salazar Salgado
Master en Odontología Restauradora y Estética
Facultad de Odontología UNAN -León

Agradecimiento.

A Dios, le agradezco por permitirme conocer la persistencia, la resistencia y la fe, por siempre estar conmigo en mis momentos mas oscuro siendo la luz de mi caminar al éxito.

A mi Madre por su sacrificio, por su fe en mi, por su apoyo incondicional en toda mi vida y en desarrollo de mi profesion. Yaris la flor mas linda de mi querer esta tesis te la dedico a ti!!!

A mi pareja de vida Shirley Miranda, agradezco todo tu apoyo incondicional en todo estos años, agradezco al colochon por cruzar nuestra vida.

A mis compañeros de la maestria Dr Marcelo Lugo y Xiloe Midence que siempre apoyaron a crear la disciplina de la lectura cuando estudiabamos con los articulos cientificos. Tata Muchas gracias por totos estos años.

A mi mentor Mi Sensei Dr Juan Carlos Baldizon siendo un gran guia y un consejero en esta aventura que esta apunto de culminar de mi maestria.

ANEXO 1: ÍNDICE

ÍNDICE

i.	Resumen:.....	
ii.	Carta de autorización del tutor.....	
iii.	Agradecimiento y dedicatorias.....	
I.	Introducción:.....	4
II.	Objetivos.....	8
III.	Marco Teórico.....	9
1.	Cementos de resina:.....	9
1.1	Antecedentes.....	9
1.2	Definición y composición.....	9
1.3	Clasificación de los cementos resinosos.....	9
1.4	Propiedades de los cementos resinosos.....	9
1.5	Polimerización y tiempo de trabajo.....	10
1.6	Tipos de presentación.....	10
2.	El color:.....	11
2.1	Escala y sistemas de medición del color: Escala Munsell, Comisión internacional de L´Eclairage (CIELab), CIEDE 200	
2.2	Métodos de toma de color: Guías de color, Espectrofotómetros.....	12

3.	Termociclado:.....	17
3.1	Definición.....	17
3.2	Proceso de termociclado.....	17
4.	Carillas Veneers:.....	18
4.1	Antecedentes.....	18
4.2	Definición.....	19
4.3	Tipos de preparación.....	20
4.4	Cementación de las carillas.....	27
5.	Cerámicas dentales:.....	28
5.1	Antecedentes.....	28
5.2	Definición y composición.....	29
5.3	Propiedades.....	30
5.4	Clasificación de las cerámicas dentales: Vítreas y Cristalinas.....	31
5.5	Uso en restauraciones estéticas en el sector anterior.....	31
5.6	Feldespatos.....	32
6.	Lámparas de fotocurado:.....	38
6.1	Antecedentes.....	38
6.2	Tipos de lámparas de fotocurado.....	41
6.3	Potencia y profundidad de fotocurado.....	43
IV.	Diseño metodológico.....	47
V.	Resultados.....	54
VI.	Discusión de resultados.....	58

VII.	Conclusiones.....	60
VIII.	Recomendaciones.....	61
IX.	Referencias bibliográficas.....	62
Anexos:	70

I. Introducción

Las carillas de cerámica son una delgada restauración adhesiva que repone la superficie labial y parte de la superficie proximal de un diente que requiere mejorar su apariencia. Es un procedimiento encaminado al enmascaramiento de la superficie visible del diente con el fin de corregir problemas estéticos o patológicos de los dientes ocasionados por caries dental, restauraciones previas, fracturas, cambios de color o alteraciones de la forma dental. (The Glossary of Prosthodontics Terms, 2017)

El cementado de carillas es la técnica por la que se preparan las carillas para fijarla al diente y poder lograr que resista por más tiempo. Se realiza mediante el uso de un cemento adhesivo químico para garantizar la fijación de la carilla al diente. (Arrais C. et al 2007)

Dentro de los sistemas de cementos resinosos para carillas estéticas de cerámica podemos encontrar:

1. Cementos Duales
2. Cementos Fotoactivados

Los cementos resinosos duales son biomateriales utilizados con el objetivo de fijar restauraciones indirectas, y han sido utilizados debido a que puede existir un bloqueo de la luz a través de la restauración indirecta cuando presentan un espesor mayor de 2 mm y con su utilización como agente cementante se garantiza la polimerización completa del biomaterial. (Arrais C. et al 2007)

Los agentes de cementación duales comprenden dos sistemas de iniciación que los diferencian de los sistemas de fotopolimerización y autopolimerización. La canforoquinona y el peróxido de benzoilo, así como dos sistemas de aceleración de luz y la amina orgánica que activan a los iniciadores respectivamente. En la actualidad existen cementos duales que sustituyen las aminas orgánicas como activadores, y es por ello, los fabricante aducen mayor estabilidad de color en el agente cementante.

Si se producen cambios en el color de las restauraciones indirectas del sector anterior, esta podría ser la razón para cambiar las restauraciones estéticas.

Es por ello, que nos hemos planteado la interrogante: ¿Influye en la estabilidad color de las carillas estéticas de cerámica feldespática el tipo sistema de cementación de definitiva?

Existen estudios como el realizado por *Lu H et al. en el 2005*, que demuestran que las resinas que poseen el fotoiniciador canforoquinona presentan mayor estabilidad de color a lo largo del tiempo en comparación con los cementos duales que son activados mediante la reacción del peróxido y la amina generando de esta forma radicales libres cuyos dobles enlaces son los responsables del cambio de color a una apariencia más amarillenta.

Ghavam M et al. 2010; Klinic E et al. 2011; Panka Archegas L. et al. 2011, realizaron estudios donde evaluaron la estabilidad de color de los cementos resinosos usados con cerámica feldespática encontrando en todos los casos existían cambios en la opacidad del agente cementante. Turgut Sedanur y Boras Begis en el 2011 evaluaron los cambios de color no encontrando cambios significativos en el color de las carillas y el tipo de cemento.

Masoumeh Hasani Tabatabaei. et al. realizaron un estudio en el 2019 sobre la estabilidad de color de carillas de cerámica cementadas con cementos autoadhesivos después de envejecimiento acelerado. El estudio tuvo como objetivo evaluar la estabilidad de color de las carillas cementadas con cementos autoadhesivos y de autograbado después del envejecimiento acelerado, evaluando 21 discos de disilicato de litio. Se usaron tres tipos de cementos: Relyx U200 (3M), SpeedCem (Ivoclar) y Choice 2 (Bisco Dental). Los resultados se encontraron que ΔE aumento significativamente después del termoclicado en los 3 grupos.

Maryam Hoorizad et al. realizaron un estudio en 2021 sobre la influencia del cemento de resina en la estabilidad de color de las carillas de cerámicas, teniendo como objetivo comparar los cambios de color de dos cementos de resina mediante envejecimiento acelerado. Obteniendo como resultados disminución en los valores de luminosidad de los todos los grupos evaluados.

Seong- Min Lee et al. en 2017 llevaron a cabo el estudio de Efecto de los sistemas de cemento de resina y material cerámico sobre la estabilidad del color de las carillas

laminadas después del envejecimiento acelerado. Prepararon 168 muestras de color A1 con espesor de 0.5 mm y 10 mm de diametro con cerámicas nanofluorapatita y de alta a baja translucidez de disilicato de litio, cementando con cementos fotopolimerizables y autopolimerizables. Obteniendo como resultados que las cerámicas de alta translucidez tienen mayor tendencia al cambio de color, recomendando cementos de tonos translucidos y que cuanto menor sea el brillo del cemento de resina mayor será la estabilidad de color.

Satheesh Bharalur et al. en 2017 evaluaron El efecto del envejecimiento acelerado en la estabilidad del color de los cementos de resina compuesta utilizando diferentes técnicas de adhesión. Se evaluó la estabilidad de color del cemento mediante termociclado y el modo de polimerización. Se encontró que todas las técnicas de cementación presentaron cambios, siendo más evidente en los cementos autoadhesivos y duales.

En el presente estudio, investigaremos si existe cambios en la estabilidad cromática del láminas de cerámica feldespática cementadas mediante cementos resinosos dual y fotopolimerizable al ser sometidas a un proceso de termociclado que simule 3 meses de uso en boca.

En las últimas décadas se ha incrementado la demanda de estética en todos los ámbitos, y uno de ellos es la sonrisa de los pacientes.

Debido a esta razón se considera que una de las responsabilidades del Odontólogo o Especialista en Prosthodontia es crear sonrisas estéticas y armónicas en sus pacientes. Uno de los tratamientos considerados para este fin, es el empleo de carillas de cerámica. (Barrancos J. 2015).

En el mercado nacional existen productos para cementación adhesiva dual que no generan la reacción de oxidación (aminas terciarias y peroxido de benzoilo) por lo que la casa fabricante aduce ser más estable cromáticamente (Cemento A) para cementar carillas, este protocolo de investigación pretende llevar a cabo un estudio in vitro que compare la estabilidad cromática de este tipo materiales con los cementos fotopolimerizables (Cemento B) y de esta forma alcanzar resultados predecibles en los

tratamientos que requieren altos resultados estéticos en los pacientes. Todo ello comparando estos dos tipos de cementos (A y B) con un cemento control (C) tomando como referencia el cemento Gold Estándar para la cementación de carillas cerámicas.

Es por esta razón que nos planteamos como hipótesis nula (H_0) de este estudio que el tipo de cemento resinoso (dual y fotopolimerizable) no interfiere en la estabilidad del color de las láminas de cerámicas feldespáticas. Siendo por lo tanto, nuestra hipótesis alternativa (H_1) que el cemento resinoso dual "A" afectará significativamente la estabilidad cromática de las carillas cementadas en comparación con el cemento fotopolimerizable "B".

II. Objetivos

Objetivo General

Analizar el efecto del tipo de cementos resinosos: cemento resinoso dual A y cemento resinoso fotopolimerizable B en la estabilidad de color de las láminas cerámicas feldespáticas.

Objetivos Específicos

1. Determinar el color de las láminas cerámicas feldespáticas antes de la cementación.
2. Determinar el color de las láminas de cerámicas feldespáticas cementada en el postcementado inmediato
3. Determinar el color de las láminas de cerámicas feldespáticas cementada después del termociclado simulando en 3 meses de uso.
5. Identificar las variaciones de color en las 3 muestras de cemento resinosos para carillas.

III. Marco Teórico

1. Cementos de Resina

1.1 Antecedentes

Los cementos de resina son materiales que han sido utilizados para unir intraoralmente el diente a las prótesis, debiendo ser biocompatibles, seguros y efectivos. No causar daños al diente y poseer propiedades pasivas y activas (Bioactivos).

1.2 Definición y composición

Los cementos de resina son compuestos poliméricos de baja viscosidad y altamente fluidos con buenas propiedades de resistencia a la solubilidad y degradación hidrolítica, tonalidades, radiopacidad y posiblemente anticariogénicas. Mas que rellenar el espacio entre la restauración y el diente, este tipo de cemento se integra estructuralmente al sustrato, mejorando la retención, el sellado de la interfase y refuerzo de la estructura dental. (Henostroza G. 2010).

La ADA especifica en 25 μm el espesor que debe tener el cemento (Díaz Romeral P. et al 2009)

Los cementos de resinas están compuestos de un sistema monomérico de alto peso molecular (Bis-GMA y UDMA) de bajo peso molecular (TEGMA y EDMA) que otorgan las características de baja viscosidad y fácil manipulación. El Bis-GMA y UDMA proporcionan menor contracción por polimerización.

1.3 Clasificación

Estos se clasifican por su adhesión, tamaño de partícula, y activación

1.3.1 Tamaño De Partícula

a. Micropartículas

Sus partículas inorgánicas presentan un promedio de 0.04 μm y su porcentaje es de aproximadamente el 50% de su volumen.

b. Micro-híbridos

Son casi todos cementos de resina que se encuentran en el mercado, el tamaño de sus partículas inorgánicas de relleno es de 0.04 μm a 15 μm , las cuales esta

incorporadas en un porcentaje aproximadas del 60 a 80% en volumen.
(Henostroza,2003)

1.4 Adhesión

Con respecto a la adhesión a la dentina, el cemento de resina tiene un comportamiento similar a las resinas compuestas. El integrante monomérico de estos cementos es el mismo que el de las resinas por lo que se puede considerar como un irritante pulpar, por lo que cuando el espesor de la dentina remanente es muy delgado, es necesario aplicar una base o liner para evitar complicaciones (Toledano, 2003)

1.5 Por su Activación

1.5.1 Cementos Químicamente activados

Estos cementos resinosos vienen o se dispensan en dos componentes diferentes, polvo/liquido o en dos pastas. Estos componentes se combinan en durante 20 o 30 segundos. La retirada del exceso de cemento es difícil si dejamos que polimerice, por lo que se aconseja que se retire inmediatamente después de que la prótesis está asentada. Este cemento es apropiado para todo tipo de prótesis (Toledano, 2003).

Si bien es cierto la activación química de este cemento no permite un tiempo de trabajo adecuado, sin embargo, la polimerización de este a pesar de no permitir un tiempo de trabajo adecuado, causa un excelente grado de conversión de los monómeros a polímeros, por lo que este tipo de cemento está indicado cuando se realizan restauración con postes de fibra intraconducto o cementación de coronas metálicas donde no se permita el paso de la luz. (Nurray A et al, 2003)

1.5.2 Cementos fotopolimerizables

Estos cementos a diferencia de los anteriores se dispensan en un solo mecanismo, al igual que las resinas compuestas. Tienen un amplio campo de aplicación, como en la cementación de prótesis delgadas de cerámica, prótesis de resina y la adhesión directa de los brackets de ortodoncia de metal o cerámica siempre que sea posible el paso de luz. El tiempo de exposición que se necesita para lograr el endurecimiento depende de la intensidad de la luz que atraviesa la restauración.

(Perdigão J et al, 2000).

Los cementos de resina activados por luz se han desarrollado para realizar la cementación adhesiva de cerámicas muy delgadas debido a sus propiedades ópticas y su gran estabilidad de color, por la falta de las aminas terciarias que provocan este cambio de color (Nathanson D, Banars F. 2002).

1.5.3 Cementos de polimerización dual

Estos cementos se comportan de la misma manera que los cementos activados químicamente. La reacción química que se produce al mezclarlos es lenta, proporcionando un tiempo de trabajo mayor durante el espatulado, hasta que se aplica luz en donde se endurece con rapidez. Debido a que el proceso químico continúa, este cemento va obteniendo una mayor resistencia (Toledano, 2003).

Los cementos de resina de activación dual a pesar de que tiene compromiso con la estabilidad de color de la restauración final, debido a las aminas aromáticas terciarias, puede presentar mayores propiedades físicas y mecánicas que un cemento activado por luz, además por ser activado también químicamente la fijación de la restauración puede ser mejor debido que el cemento se polimeriza en sitios donde no penetra la luz (Nathanson D, Banars F. 2002)

2. Color

El color es una respuesta psíco-física a la interacción de la luz y un objeto y la experiencia subjetiva de cada observador. (Lee YK, Powers JM 2005) El color como fenómeno de luz no es una característica intrínseca de los objetos sino el efecto visual de los rayos de luz pasando sobre ellos. La percepción del color por parte del ojo humano está relacionada con un espectro de luz visible que penetra en el ojo y estimula los tres tipos de receptores del color que hay en la retina y lo comunica al cerebro a través del nervio óptico. (Gómez Polo. 2014)

Respecto a la percepción del color, hay tres factores que influyen: el origen de la luz, el objeto observado, y el observador (Motro et al 2019)

El origen de la luz emite energía dentro de un rango de ondas, el cual se caracteriza por tener variación en la energía emitida dentro del espectro visible de luz, cuando la

choca contra un objeto el reflejo de esta le da color al objeto. Este reflejo puede ser representado gráficamente y provee una forma de cuantificar el color numéricamente. La luz visible se compone de fotones cuyas longitudes de onda caen en el rango de entre 360 y 780 nm. En longitudes de onda más cortas (400 nm) se da el espectro del color azul, mientras que en longitudes más largas (700 nm) se da el espectro de luz rojo. (Paravina RD Powers JM. 2004, Ubassy G. 1993).

En lo que se refiere a los objetos, hay factores que pueden influir en la percepción del color como son los fondos. (Ardu et al. 2014) Con los observadores los factores que pueden modificar la percepción del color son el daltonismo, la edad, fatiga visual y otros factores fisiológicos como la capacidad subjetiva del observador basada en la experiencia previas en toma de color, experiencia clínica y conocimiento sobre las teorías del color. (Geissberger M. (2010)

2.1 Escalas y sistemas de medición.

Uno de los inconvenientes del color es cuantificarlo, y es por ello que se han creado diversas escalas para medirlo.

2.1.1 Escala de Munsell

Descrita en 1898, fue la primera en describir las dimensiones del color.

- Luminosidad o Valor: se refiere a la sensación que da el color de ser más claro u oscuro que otro color, nos indica la luminosidad del color. Además, es la única dimensión del color que va aislada, ya que no depende del color ni del croma.
- Croma (Saturación): es el grado de pureza del color, manifestando mayor o menor pureza.
- Hue (Matiz o Tono): es el color propiamente dicho. Es la sensación por la cual percibimos las distintas longitudes de onda de la energía radiante.

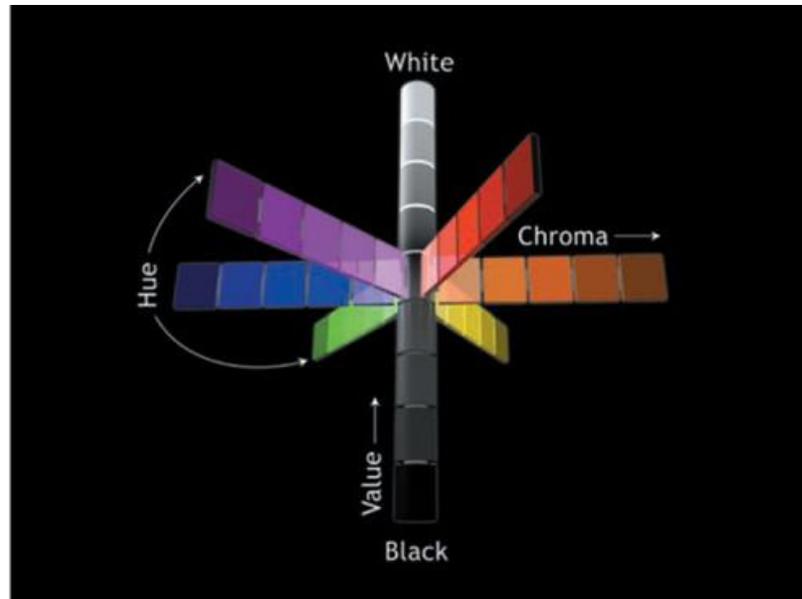


Figura 1. Escala del color de Munsell en tres dimensiones, describiendo Valor, Cromo y Hue. Chu S. Paravina R. 2017. pp

2.1.2 Comisión Internacional de L'Eclairaige (CIE Lab)

Esta comisión es la encargada de la estandarización del color, describiendo el espacio del color, el cual está basado en la teoría que la percepción del color está separada en 3 receptores del color (rojo, verde y azul) en un espacio tridimensional que contiene 3 coordenadas L^* , a^* , b^* , en donde el valor L^* expresa la luminosidad variando entre los blancos y los negros. Los valores a^* y b^* representan la cromaticidad del color, variando entre verde y rojo para el valor a^* , y entre amarillo y azul para el valor b^* . Este espacio del color se representa por una esfera en donde la L^* está en el eje Y, b^* en el eje X y a^* en el eje Z.

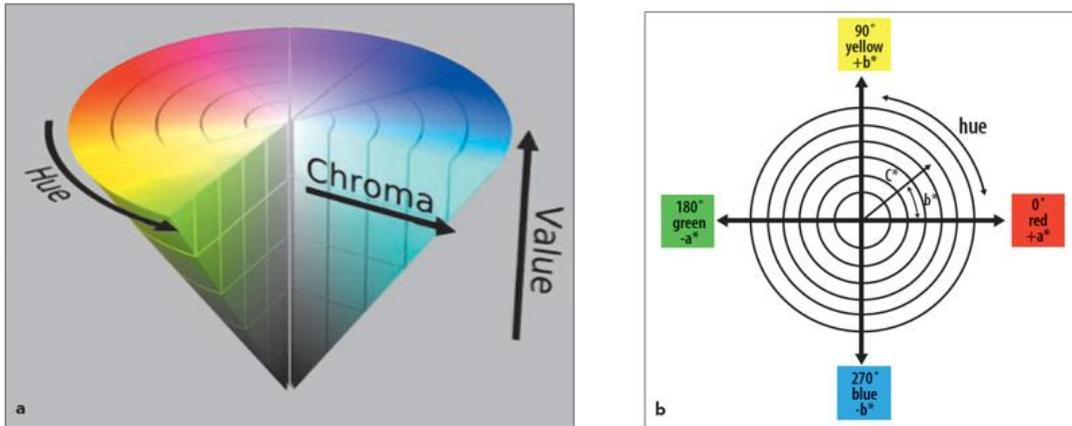


Figura 2. Escala del color de L'Eclairage CIELab. Hue. Chu S. Paravina R. 2017

Este sistema mide la emisión de luz reflejada de los colores independientemente de la luz que los rodea y calcula los parámetros del color en los 3 ejes del espacio.

Cuando el color es neutro, como el blanco y el gris la escala de las coordenadas a^* y b^* se acercan a cero.

Con este sistema las diferencias de los colores pueden ser expresadas en términos numéricos a través del ΔE , lo cual es clínicamente significativo. Si ΔE es inferior a 1 es imperceptible al ojo humano, si ΔE se encuentra en 1 y 3,3 es visible solo para observadores experimentados y se considera clínicamente aceptable. Si es superior el ΔE a 3.3 no es clínicamente aceptable y puede ser detectados por observadores no experimentados. (Chu S, Paravina RD 2017, Oliveira D. 2022, Della Bona A. 2020)

2.1.3 CIEDE2000

En el año 2001 se publicó la fórmula CIEDE 2000, que incorpora correcciones que no fueron incluidas en la formulación CIELab* y tiene en cuenta parámetros relacionados con la influencia de la iluminación y las condiciones visuales en la evaluación de la diferencia del color. Incluye la escala de grises y separa los parámetros del color en luminosidad, croma y tono.

2.2 Medición de color

Existen varios métodos para determinar el color de un objeto. El método subjetivo como son las guías de color en papel, cerámica, resinas acrílicas, y el método objetivo usando instrumentos como colorímetros, espectrofotómetros y las técnicas de análisis de imagen. (Chu S, Paravina RD 2017)

2.2.1 Guías de color (Manauta J Salat A. 2012, Manauta J Salat A. 2023, Rosenstiel S. et al. 2023).

Se realiza mediante una comparativa entre el diente y la guía de color estandarizada, siendo este el método más frecuente.

Las guías de color son tabletas que tienen formas similares a los dientes incisivos de diferentes colores que se comparan en el tercio medio del diente natural hasta conseguir el más similar.



Figura 3. Guía 3D Master Vita. Chu S. Paravina R. 2017

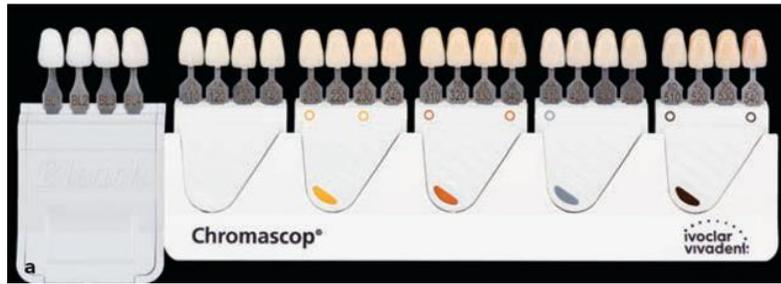


Figura 4. Guía Chromascope Ivoclar. Chu S. Paravina R. 2017

El procedimiento de la toma de color con las guías se realiza comparando de forma simultánea al paciente y la guía, bajo condiciones de luz idóneas, siendo influenciado por variables como la edad y experiencia del operador, fuente de luz y la fatiga del profesional. Además de la dificultad de transmitir la información de manera exacta a otra persona como el técnico del laboratorio.

Algunas guías de color tienen la desventaja que no cubren todos los colores de los dientes naturales en los pacientes, también no hay consistencia entre los dentistas la hora de escoger el color, los resultados no pueden ser cuantificados porque no pueden ser transformados a la escala CIE Lab* y ninguna guía se parece a las otras existentes en el mercado. (Chu S, Paravina RD 2017)

2.2.2 Espectrofotómetros

Es un instrumento que mide el color reflejado mediante una sonda con siete fibras ópticas, seis en el exterior encargadas de iluminar el objeto y una fibra central para leer el color del objeto reflejado, mide la longitud de onda de transmisión o reflexión del objeto y los datos son convertidos a la escala CIE Lab*. El uso clínico se ha visto limitado por los costos de los equipos.

Mediante estos instrumentos se puede evaluar de forma objetiva y cuantificable el color de los objetos.



Figura 5. Vita Easy Shade V. Espectrofotómetro. Chu S. Paravina R. 2017

3. Termociclado

El termociclador, equipo de laboratorio el cual permite realizar una secuencia de ciclos de temperatura necesarios para realizar envejecer y/o fatigar diferentes materiales de forma automática y reproducible (MacFadding J 2000, Mebash A. Morsi T. Sabet A.2016).

Tiene un compartimento que contiene las muestras a procesar en su interior. Reposan sobre un bloque de aluminio, perforado, ordenados en una matriz, las muestras se calientan o enfrían a través de la temperatura transmitida por el bloque. Este tipo de instrumento, debido a los requisitos de las pruebas de PCR y el avance tecnológico actual, tiene requisitos estrictos con respecto a la precisión, uniformidad y reproducibilidad de la temperatura; también el control interno de este debe favorecer un mínimo de impulso y un corto tiempo de establecimiento cuando se alcanza la referencia (temperatura) deseada (MacFadding J 2000).

La frecuencia de los ciclos in vivo permanece indeterminada en la actualidad y requiere una estimación formal. En ausencia de esta información, se propone que sobre la base de que tales ciclos puedan ocurrir entre 20 y 50 veces en un día, unos 10 000 ciclos podrían representar un año de servicio. Para la secuencia descrita anteriormente, tomaría aproximadamente 3.5 días completar dicho ciclo de prueba y esto puede hacerse convenientemente automáticamente (Gael M. Darvell B. 1999, Gómez de

Ferraris M. 2009).

Basado en la hipótesis de que el termociclado podría ocurrir 20-50 veces al día, se estima que 10,000 termociclos corresponden a 1 año de funcionamiento in vivo. (Xie C et al. 2010).

Table 3 – Main thermal cycling protocols proposed in the last twenty years.	
	Thermal cycling protocol
ISO TR 11405 (1994)	- Number of cycles: 500 cycles - Temperature: 5–55 °C - Dwell time: ≥ 20 s.
Gale and Darvell (1999)	- Number of cycles: 10.000 - Temperature and Dwell time: 35 °C for 28 s. 15 °C for 2 s. 35 °C for 28 s. 45 °C for 2 s

Figura 6. Morresi et al. 2014

4. Carillas Veneers

Existe la creencia que en un principio la rama estética de la odontología, se inició con la modificación de resinas. Tomando en cuenta la fuerte atracción de una bonita sonrisa, desde los inicios de la fotografía en el siglo pasado, hasta la actualidad pudiendo apreciar la evolución estética de la misma. El doctor Charles Pincus, reconocido odontólogo de Beverly Hills, se dedicaba a corregir la estética dental de sus pacientes, los mismos que trabajaban en la industria del cine. El objetivo principal era mejorar los planos de las sonrisas con algo, estético que no tenga interferencia con la función y fonética, y que se pueda mantener en boca durante los rodajes de las películas. De esta manera se desarrollaron las carillas de porcelana, que sus inicios fueron realizadas sobre papel aluminio, las mismas que se ferulizaban de manera temporal sobre los dientes del actor. El inconveniente más grande era la falta de adhesión para otorgar estabilidad de estas reconstrucciones de forma definitiva. (Pincus CL 1938) En 1955

Buonocuore logra desarrollar el grabado el esmalte dental, se da un gran paso para poder adherir las restauraciones al diente, pero aún era imposible la adhesión de las restauraciones cerámicas, En 1972 el Dr. Alain Rochette propaga un nuevo artículo donde describe varias novedades sobre concepto de adhesión entre el esmalte grabado y las restauraciones en porcelana sin grabar.

Mediante silano se facilitaba la adhesión química, de un cemento resinoso sin partículas de relleno. Varios años más tarde los doctores Simonsen y Calamia, en el transcurso de los años 80 encontraron que podían lograr un grabado en las cerámicas a mediante ácido fluorhídrico. Y así inicia la evolución de las carillas de porcelana. (Calamia JR, 1983)

4.1 Tipos de carillas

4.1.1 Carillas directas

Las carillas directas son una solución a distintas alteraciones que se presentan en la cara vestibular o bordes incisales de los dientes anteriores, mediante restauraciones adhesivas de carillas directas con resina, siendo una opción de duración aceptable a la carilla indirecta, tiene sus ventajas al ser menos invasiva y principalmente por eliminar menor cantidad de tejido dental sano. (Shillingburg, 2012)

Indicaciones:

1. Modificación y posición de los dientes.
2. Corrección estética de defectos estructurales
3. Modificación de color
4. Cierre de diastemas
5. Aumento de coronas

Contraindicaciones:

1. Pérdida estructural con comprometimiento de la resistencia dental

2. Compromiso oclusal
3. Dientes muy vestibularizados
4. Disponibilidad de esmalte
5. Pacientes con parafunciones

Ventajas:

1. Única sesión
2. Reparación fácil
3. Menor costo
4. Reparación más conservadora

Desventajas:

1. Menor resistencia al desgaste que la porcelana
2. Mayor vulnerabilidad al desgaste y las manchas
3. Menor estabilidad de color que las porcelanas
4. Contracción de polimerización

Preparación dental carillas directas

Previamente a la historia clínica, se procederá a evaluar el estado de salud bucal general del paciente, evaluar la vitalidad pulpar, se realiza la toma de radiografías previas y diagnóstico diferencial, entre las alteraciones de color más comunes presentadas en el sector anterior, es la hipoplasia, hipocalcificación, caries, restauraciones estéticas, y fluorosis. Posterior a esto se debe tomar modelos de estudio para evaluar y realizar el encerado diagnóstico montando los modelos en el articulador evaluando la oclusión, ya que en las mordidas borde a borde o hábitos parafuncionales son desfavorables y está contraindicado el tratamiento.

Posteriormente se realiza una llave de silicona de condensación para que sirva como guía en nuestras carillas. Posterior a esto se realiza un registro de color, luego continuamos con la colocación del anestésico para mayor comodidad, luego aislamos el campo operatorio, previo al inicio del tallado dental, se protegen los dientes vecinos con bandas metálicas para evitar daño a las estructuras aledañas, empezamos con la reducción aproximadamente de 0.4mm del esmalte dental en cervical y en el tercio medio e incisal se reduce 0,5mm. Es más fácil el tallado realizando surcos de orientación. Posterior a esto se realiza el lavado y desinfección con clorhexidina del diente el grabado de esmalte con ácido ortofostórico, entre 15 y 20 segundos y el enjuague con agua el doble de tiempo, la colocación del adhesivo, foto polimerización del mismo e inicio de la colocación de resina en los dientes a tratar mediante nuestra llave de silicona guía. Tomando en cuenta los tonos de la resina, e imitando a la perfección con los dientes vecinos devolviendo morfología y naturalidad al diente a tratar. Una vez terminado la confección de la carilla culminamos la misma con los pulidos con discos o puntas siliconadas para resina para eliminar cualquier irregularidad y brindar un buen terminado y acabado. (Baratieri LN. Monteiro SJ, 1992)

4.2 Carillas indirectas

La evolución de las cerámicas es una fiel demostración de las demandas de la población, por mejorar cada día las técnicas restauradoras de la sonrisa. (Christensen, 1997)

Ventajas de la técnica indirecta:

1. Integridad marginal.
2. Estética ideal.
3. Contactos proximales adecuados.
4. Excelente diseño morfológico.
5. Resistencia a la abrasión.
6. No presenta decoloración, ni pigmentación.

7. Biocompatibilidad con el tejido blando.

Existe un estrecho vínculo entre las interfaces de adhesión (agente de cementación y esmalte acondicionado / agente de cementación y compuesto cerámico) (Pegoraro, 2001).

Desventajas de la técnica indirecta:

1. Alto costo.
2. Mayor tiempo de confección y cementación.

Carillas vestibulares:

La carilla de porcelana se considera una alternativa ideal que ofrece la odontología al paciente, esta es una capa delgada de cerámica o resina que se cementa mediante un cemento específico (cemento resinoso) al esmalte del diente en su cara vestibular, y sirve para devolver al diente, su morfología función, estética y características requeridas en los dientes anteriores. (Cunha, 2013)

Carillas Palatinas:

Se definen como restauraciones realizadas en las caras palatinas o linguales de los dientes anteriores. De igual manera que las carillas vestibulares pueden ser confeccionadas en cerámica o resina, depende mucho de las necesidades del paciente para elegir el material. El uso de las carillas palatinas principalmente es para complementar la técnica "Sándwich" la misma que consiste en proteger la estructura dental entre dos restauraciones distintas. (Vailati, 2014)

Carillas oclusales:

Estas son restauraciones extracoronaes, de preparación menos compleja, se limita al espacio interoclusal teniendo en cuenta las consideraciones atómicas. La recomendación común para la restauración es que debe oscilar en un espesor de 1,5 a 2.0mm. El uso de las carillas oclusales está indicado para devolver pérdidas de tejidos

duros dentarios, limitados a distintos tipos de lesiones no cariosas en caras oclusales, funcionando, así como carillas estabilizadoras. (Vailati, 2014).

Preparación dental carillas indirectas:

Como en todo tratamiento dental que requiere una modificación irreversible, es indispensable que el paciente aporte toda la información necesaria la cual requiere sus expectativas y deseos del tratamiento, antes de iniciar cualquier tratamiento invasivo, se deberá tomar impresiones diagnósticas al paciente las mismas que deben ser montado en un articulador semiajustable para determinar el tipo de oclusión o si existe alguna interferencia para la confección de las carillas, además de realizar sobre este un encerado diagnóstico que nos permite observar previamente de como quedara el trabajo realizado al paciente, entre otras cosas más como construir las carillas provisionales. Las preparaciones siempre son realizadas por la forma en la restauración final se coloca en el marco de la cara, labios, y la encía. Esto se determina por el encerado diagnostico el mismo que debe ser verificado funcionalmente, El odontólogo debe trabajar hacia atrás y retirar la estructura del diente en base a los requerimientos de materiales específicos para el espacio (es decir, el grosor del material restaurador). En términos generales, la cerámica requiere un mínimo de 0,2 mm a (idealmente) 0,3 mm de espesor para cada cambio de color. Por ejemplo, para pasar de un A3 a A0 requiere 3 cambios de grupo color y necesitaría un mínimo de un 0,6 mm para las carillas (idealmente) 0,9 mm de espesor. En el laboratorio, es muy difícil fabricar una carilla de menos de 0,3 mm de espesor. En general se recomienda que los márgenes pueden colocar circunferencialmente en el esmalte. Las recomendaciones van desde una mínima o ninguna preparación para un chaflán. Muchas de las técnicas para el diseño de margen y el volumen de eliminación de la estructura del diente son dictadas por los requisitos de los fabricantes para un material específico. Aunque esto es aceptable si la situación clínica lo dicta, muchas veces este no es el caso. Si hay esmalte periférico, los autores prefieren preparar el borde incisal para permitir 1 mm a 1,5 mm de porcelana incisal. Esto crea espacio para construir internamente los efectos incisales, que están presentes en diversos grados en los dientes naturales. (McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017, Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser

U. 2022, LeSage B. 2013)

Tallado vestibular:

El tallado vestibular, oscilará entre 0,6 mm y 0,8mm de profundidad se lo deberá realizar con una fresa diamantada troncocónica de extremos redondeados de grano grueso, y longitud ideal. Cada plano de la cara vestibular de los incisivos centrales o laterales, se van a tallar 3 o 4 surcos de orientación verticales, que deberán ser paralelos al eje mayor del diente, sin coincidir con los surcos del otro plano.

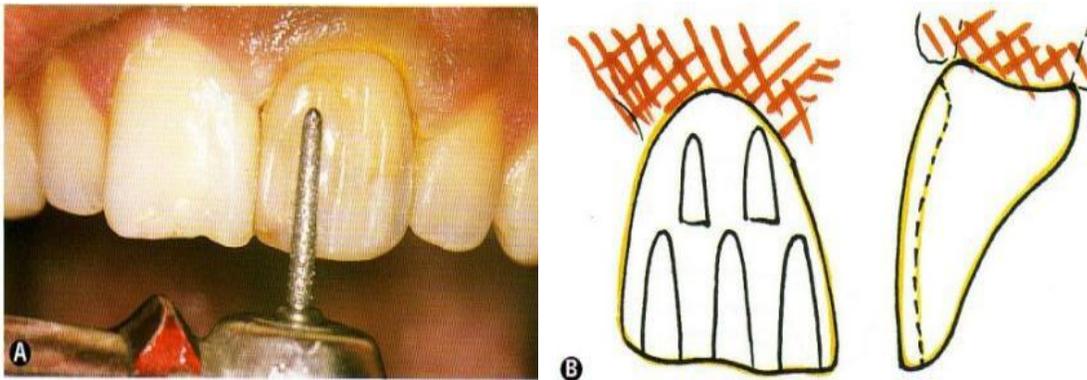


Figura 7. Tallado de surcos guías en carillas (Magne, 2004 , pág. 8)

Posteriormente a esto se elimina el esmalte entre los surcos tallados, de manera uniforme es decir sin ángulos agudos ni socavados, ya que, en la zona de transición de los dos planos, es necesario observar que el tallado tiene que estar perfectamente redondeado y continuo. Como uno de los tips descritos en la literatura para mejorar la orientación visual y a la vez podemos guiar nuestra profundidad al momento de tallar, se puede rayar la cara vestibular del diente con un lápiz como método de apoyo. Hay que tomar en cuenta que, para la reducción axial, se necesita tomar en cuenta la inclinación de la fresa en relación a la convexidad del diente que se está tratando. Manteniendo así las profundidades de manera uniforme. ((McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017, Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser U. 2022, LeSage B. 2013)

Tallado proximal:

La preparación de las caras proximales se realiza al mismo tiempo que la reducción vestibular, solo se debe tomar en cuenta que el tallado proximal, debe extenderse a lingual o palatino, ya que se consideran zonas donde no se van a ser visibles la unión del diente y la restauración, el acabado en la zona proximal debe ser en chaflán curvo de extremo redondeado, esto se logra mediante la fresa diamantada tronco cónico, colocándola en un ángulo de 90 grados o mayor. En caso de diastemas de en los que es necesario cubrir el punto de contacto con la restauración cerámica, la reducción del tejido dentario se extenderá hacia palatino. (McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017, Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser U. 2022, LeSage B. 2013)

Tallado Incisal:

Existen dos tipos de terminaciones incisales para carillas. Se puede finalizar el tallado en forma de bisel en la porción incisal del diente, o extenderse ligeramente hacia atrás.



Figura 8. Terminación incisal, en carillas (Magne, 2004)

El terminado del tallado en el borde incisal puede ser de dos formas; la primera termina en la mitad vestibular del borde cuando existe suficiente espacio o a su vez no

es necesario reducirlo. La segunda es abarcando todo el borde incisal. De cualquiera de las dos formas el tallado deberá ser con extremos redondeados, de tal manera que la terminación final sea de chaflán curvo. En caso de que el borde incisal presente destrucción, se debe reconstruir o a su vez aumentar el largo de la carilla dependiendo las necesidades del paciente, tomando en cuenta que la finalización del tallado va a ser 1/3 de la cara palatina o lingual, comprobando alguna interferencia existente con el antagonista. La terminación palatina o lingual, disminuye de gran forma la posibilidad de fractura o desprendimiento de las restauraciones. Los tallados incisales se los realiza entre 1 y 1,5 mm de profundidad, aunque estos se pueden omitir cuando es necesario alargar la corona dental con la carilla. Hay que tener presente siempre redondear los ángulos y aristas. Consiguiendo así un grosor ideal y suficiente para resistir la concentración de fuerzas sobre la restauración. Tomado en cuenta que si realizamos una reducción incisal extendida se puede fracturar la carilla por el excesivo grosor de la cerámica sin soporte dentario. (McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017, Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser U. 2022, LeSage B. 2013)

Tallado gingival:

El tallado del margen gingival se debe encontrar en el esmalte más no en el cemento, la única excepción a esta regla es cuando existe la presencia de recesiones gingivales, en lo cual será necesario evaluar la vialidad del caso, ubicando la terminación en cemento radicular, ya que se deberá obtener una excelente adaptación entre la carilla y el margen para disminuir la posibilidad de problemas derivados de una interface poco resistente. En cuanto a la relación entre la encía marginal, la terminación en yuxtagingival es lo correcto, debido a que la restauración no afecta el tejido periodontal. Favoreciendo siempre a una buena estética y mejor visión para la hora de tallar. La terminación ligeramente subgingival es de elección cuando la carilla está indicada para camuflar alteraciones de color, tomando en cuenta que la invasión del surco debe ser mínima, no mayor a 0,5mm, siempre conservando el ancho biológico igual o mayor a 3mm. Como conclusión se debe decir que mientras más yuxtagingival sea la terminación de la carilla tendrá mejores resultados incluso para la accesibilidad a la higiene. (McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017,

Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser U. 2022, LeSage B. 2013)

Terminado del tallado:

Consiste básicamente en el redondeamiento de los ángulos y aristas con una fresa diamantada de grano fino y súper fino. El mismo que permitirá la correcta adaptación de la carilla al tejido dentario, reduciendo de esta manera las probabilidades de fractura por sobre esfuerzo tensional. También mejorara las condiciones de cementación. (McLaren, 2006, Trushkowsky RD. 2020, Gürel G. 2003, Pagani C. 2017, Kina S. Bruguera A. 2008, Magne P. Belser U. 2022, LeSage B. 2013)

Cementación de las carillas

Acondicionamiento del esmalte.

Del tipo de cemento a usar, dependerá la preparación para la adhesión del esmalte dental. Inicialmente se limpiará las superficies donde se va a asentar las carillas, siendo imprescindible eliminar cualquier tipo de residuo de cemento remanente, o material provisorio. Verificamos el estado de las encías para que no interfiera con la cementación, y posteriormente iniciamos el grabado de esmalte con ácido ortofostórico, durante 15 segundos, posteriormente el lavado con abundante agua durante 10 segundos, posteriormente procedemos a secar con toallas absorbentes, para luego colocar el adhesivo, tomando en cuenta que se deben seguir todas las indicaciones del fabricante para asegurar el proceso de adhesión, y se debe cubrir todas las superficies por este. Se evapora el solvente del adhesivo al ambiente o se puede apoyar de manera delicada con el aire de la jeringa triple por un par de segundos, hasta que presente un aspecto brillante y húmedo. (Ed. McLaren, 2009, Trushkowsky RD. 2020, Magne P. Belser U. 2022)

Acondicionamiento de la carilla

Se inicia el acondicionamiento con la colocación de ácido fluorhídrico durante 20 segundos, posteriormente lavar con abundante agua y secar con aire, seguido de una

pincelada con silano, que se deja que actúe durante un minuto. Dejándole que se evapore naturalmente o se puede airear un poco la carilla, hay que tomar en cuenta que algunos tipos de cerámica no se pueden grabar por ser resistentes al grabado ácido. Por lo que se procede a grabar en su cara interna con partículas de óxido de aluminio para crear retenciones micro mecánicas similares al de la cerámica grabada. (Ed. McLaren, 2009, Trushkowsky RD. 2020, Magne P. Belser U. 2022)

Cementación definitiva

Una vez que tenemos acondicionados tanto el tejido dental como la carilla procedemos a utilizar un cemento de preferencia un cemento resinoso de foto polimerización, ya que este no posee aminas terciarias y no presentara cambios de color conforme pasa el tiempo. Posteriormente, se coloca una fina capa del cemento en la carilla, procurando que cubra uniformemente todas las zonas. El cemento debe ser un composite fluido y fotopolimerizable, se coloca la carilla sobre el diente comprobando su asentamiento y retirando los excesos con una cureta periodontal y también con seda dental para la posterior foto polimerización, en casos de cementaciones de múltiples carillas se debe mantener los dientes de los lados aislados para que el cemento de la carilla a cementar no se adhiera a ellos. (Ed. McLaren, 2009)

5. Cerámicas Dentales.

5.1 Antecedentes:

Desde que Charles Land, en 1903, patentara los sistemas totalmente cerámicos, han sido muchas las mejoras que se han introducido, tanto en su formulación como en las técnicas y sistemas para su diseño y confección (McLaren E. Whiteman Y.2010). Las cerámicas son materiales inorgánicos y no metálicos que constituyen objetos sólidos, confeccionados por el hombre por horneado de materiales básicos minerales a temperaturas elevadas (Shenoy A Shenoy D. 2010), bien en un horno o directamente al fuego y en cuya estructura final se diferencia una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales) (McLaren E. Whiteman Y.2010 Alvarez Fernandez MA. 2003, Font Font A. 2001).

5.2 Definición y Composición:

Químicamente se consideran materiales cerámicos a aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina. (Martínez F et al. (2007)

Las cerámicas dentales se caracterizan por su aislamiento térmico y eléctrico, biocompatibilidad, dureza y fragilidad; poseen una alta resistencia a la compresión pero baja a la tracción, pudiendo fracturarse con muy baja tensión (McLaren E. Whiteman Y.2010, Shenoy A Shenoy D. 2010). Esta es una de sus desventajas, como materiales de restauración, ya que su incapacidad para resistir las fuerzas funcionales que están presentes en la cavidad oral ha limitado su uso en las áreas de molares, aunque los avances en los sistemas actuales han permitido su uso en sectores posteriores como prótesis parciales fijas o estructuras protésicas parciales sobre implantes dentales. (Shenoy A Shenoy D. 2010, Rizkalla AS Jones DW 2004)

Las cerámicas más comúnmente utilizadas en odontología tienen óxidos en su composición, en particular dióxido de silicio (SiO_2), óxido de aluminio (Al_2O_3), y dióxido de zirconio (ZrO_2). La nomenclatura para denominar cerámicas de óxido se logra mediante la eliminación del sufijo del átomo metálico y su sustitución por una e; por ejemplo, dióxido de silicio se convierte sílice. (Lawson N Burgess J. 2014)

Las cerámicas son materiales inorgánicos, que se componen de elementos metálicos y no metálicos. En estado líquido estos elementos se mueven libremente. Durante el proceso de solidificación pueden organizarse en una estructura cristalina ordenada o en una estructura vítrea amorfa. En general, el enfriamiento lento de un material cerámico le permitirá el tiempo suficiente para solidificar de manera cristalina, mientras que el enfriamiento rápido obliga a los átomos a orientarse aleatoriamente como una estructura de vidrio.

El proceso de calentamiento de una cerámica parcial o totalmente cristalina y su enfriamiento rápido, creando un recubrimiento de vidrio, se denomina vitrificación. Una corona puede ser vitrificada intencionalmente, a fin de autoglasear su superficie o desvitrificarla para aumentar su opacidad.

5.3 Propiedades:

La microestructura de la cerámica determina sus propiedades mecánicas y ópticas. Las cerámicas cristalinas son aquellas que han organizado átomos en cristales estrechamente empaquetados con una densidad atómica alta; mientras que las de vidrio tienen una densidad atómica inferior. Por lo tanto, una grieta que se propaga a través de una cerámica cristalina tendrá que romper más enlaces atómicos por unidad, que una grieta que ocurra en una superficie de una cerámica de vidrio. Por lo que, las cerámicas cristalinas son generalmente más fuertes que la cerámica de vidrio. La densidad atómica inferior del vidrio también permite que la luz pase a través de ella, lo que hace que sea translúcida. Contrarias a ellas están las cerámicas cristalinas que son típicamente opacas. Hay algunas excepciones (por ejemplo, como zirconia cúbica o cuarzo), donde las características de la microestructura cristalina le confiere translucidez (Lawson N Burgess J. (2014).

En resumen, partiendo de técnicas de procesamiento apropiadas, un mayor contenido de cristal de un material cerámico contribuye a una mayor resistencia y disminución de la translucidez.

Existen numerosas clasificaciones, para las cerámicas dentales, en función a la temperatura de procesado, el tipo de procesado y su composición química. Siendo esta última la que le confiere las características de importancia para el profesional de la odontología, como lo son la estética y la resistencia, será la clasificación que se empleará en este trabajo de investigación.

Según su composición química, se pueden clasificar en: Cerámicas vítreas dentro de las cuales están las feldespáticas, cuya fase dominante es la fase de vidrio; las cerámicas vítreas reforzadas, que tienen una alta concentración de cristales de refuerzo y por otra parte las cerámicas policristalinas, que se componen en su mayoría de cristales. (Lawson N Burgess J. 2014, Giordano R. 2000, Kelly JR Benetti P. 2011)

5.4 Clasificación de la Cerámicas.

5.4.1 Cerámicas Vítreas:

Las cerámicas dentales que mejor imitan las propiedades ópticas de esmalte y la dentina son predominantemente materiales vítreos. Sus átomos no siguen un patrón regular, por lo que su estructura es amorfa o sin forma. Se derivan principalmente de un grupo de minerales, como lo son el feldespato, el sílice (óxido de silicio) y la alúmina (óxido de aluminio). (Giordano R. 2000, Kelly JR Benetti P. 2011)

5.4.1.1 Cerámicas Feldespáticas:

Están compuestas generalmente por feldespato de potasio ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) y feldespato de sodio ($Na_2Al_2Si_6O_{16}$). El feldespato de potasio forma leucita, responsable del aumento del coeficiente de expansión térmica (CET) y de la resistencia.

En cuanto a su tratamiento térmico, es importante el tratamiento conocido como “ceraming” (Anusavice KJ 2022) que se compone de dos procesos: el vidrio se calienta hasta una temperatura donde se forman los núcleos ($750^\circ - 850^\circ C$), y esta temperatura se mantiene durante un período de tiempo comprendido entre 1 y 6 horas, de modo que los núcleos cristalinos se forman en el vidrio (proceso conocido como nucleación). A continuación, se aumenta la temperatura hasta el punto de cristalización ($1.000^\circ - 1.150^\circ C$) y esta temperatura se mantiene durante un período que varía de 1 a 6 horas, hasta que se obtiene el nivel deseado de acristalamiento (proceso conocido como cristalización).

La cerámica feldespática es el tipo más translúcido de cerámicas y se utiliza normalmente para aplicaciones estéticas tales como carillas o materiales de recubrimiento. Es un tipo específico de cerámica compuesta por feldespato, caolín y cuarzo. El feldespato aporta la matriz vítrea, el caolín la plasticidad, el cuarzo aporta cristales de refuerzo, de alúmina y sílice. (Li RW. 2014).

Dado que la cerámica feldespática es también la cerámica más débil, se utiliza como recubrimiento de un núcleo más fuerte, o en caso de carillas, unida químicamente al diente subyacente para aumentar su fuerza. Cuando se usa para recubrir núcleo, el coeficiente de expansión térmica (CET) de la cerámica feldespática se ajusta para que

coincida con el CET de la del material que está cubriendo (es decir, mayor contenido de cristal y menor CET cuando recubre a un núcleo de óxido de zirconio que a un metal). De acuerdo a a normativa ISO 6872 y 9693 deben tener, al menos, una resistencia a la flexión de 50 Megapascales (MPa). Lawson N Burgess J. (2014)

5.4.2 Cerámicas Vítreas Reforzadas.

Se añaden partículas de relleno a la composición de la cerámica de vidrio, con el fin de mejorar las propiedades mecánicas y de controlar los efectos ópticos, tales como opalescencia, color y opacidad. Estas cargas son generalmente cristalinas, pero también pueden ser partículas de vidrio de un punto de fusión más alto. (Kelly JR Benetti P. 2011)

Estos cristales de refuerzo, se incrustan en la matriz de vidrio y ayudan a desviar las grietas, por lo que fortalecen la cerámica. (Lawson N Burgess J. 2014)

Los primeros cristales de refuerzo que se emplearon eran cristales de leucita (KAlSi_2O_6), entre un 40 y un 55% de la estructura (Shenoy A Shenoy D. 2010, Giordano R. 2000, Kelly JR Benetti P. 2011) y se empleaba para recubrir estructuras metálicas, lo que incrementaba la resistencia del material sin disminuir su translucidez. Su resistencia a la flexión se veía aumentada en más del doble de las cerámicas feldespáticas convencionales, alcanzando unos 120 Mpa. (Odatsu T et al. 2013)

En el año de 1991 Ivoclar Vivadent, (Shaan Liechtenstein) comercializó el sistema totalmente cerámico, más representativo de este grupo, bajo el nombre de Sistema IPS Empress® ceramics. Fue desarrollado por Wohlwend en el Instituto Dental de la Universidad de Zurich.

Hay dos beneficios principales de leucita como una opción de relleno para cerámica dental. En primer lugar, su índice de refracción es muy cercano a la de la cerámica totalmente feldespática, lo que representa un aspecto importante para mantener la translucidez. En segundo lugar, la leucita se graba a mucho más que la cerámica de base, y este 'grabado selectivo' crea unas microretenciones que favorece una buena unión micromecánica, de los cementos resinosos. (Kelly JR Benetti P. 2011)

También pueden estar reforzadas con óxido de litio, lo que causa un aumento de la resistencia a la flexión, y una microestructura más homogénea. Suele usarse como

núcleo interno de las restauraciones, recubriéndolas con cerámicas de flúor-apatita. Se inyecta a presión. Es un sistema semi-translúcido, por lo que no es recomendado en muñones muy oscuros. Ejemplo de ellos son los sistemas IPS Empress® II, y Style®-Press. (McLaren E. Whiteman Y. 2010)

Dentro de este grupo, de cerámicas reforzadas, también encontramos a las cerámicas aluminosas, descritas por Mc Lean y Hughes en 1960. (McLean JW. 2001) En ellas el incremento de alúmina alcanza cifras entre un 40 y 85%, se reduce la concentración de óxido de silicio del 60% hasta el 15%, por lo que la resistencia de estas cerámicas duplican aproximadamente la de los materiales de feldespato convencionales; logrando hasta 180 MPa.

Están indicadas para la confección de coronas completas y como recubrimiento de porcelanas de óxido de aluminio y de estructuras de metálicas. Pueden utilizarse para carillas, pero se ha de recordar que su resultado estético y su fuerza adhesiva no son tan buenos como las feldespáticas. (McLean JW. 2001)

5.4.2.1 Disilicato de Litio.

Para aumentar la resistencia, la expansión térmica y la contracción de la cerámica, los fabricantes han añadido partículas de relleno cristalino. Otros tipos de rellenos incluyen partículas de vidrio de alto punto de fusión, que son estables a la temperatura de cocción de la cerámica. Kelly en el 2008, se refiere a un material cerámico como una "vitrocerámica" cuando las partículas de relleno se añaden mecánicamente, dentro del vidrio inicial, durante el proceso de fabricación, con un tratamiento de temperatura controlado. La fase cristalina que se forma es un disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) y representa aproximadamente el 70% del volumen de la vitrocerámica. Una segunda fase cristalina, que consta de un ortofosfato de litio (Li_3PO_4) de un volumen mucho menor también está presente. (Kelly JR. 2008, Shenoy A Shenoy D. (2010).

El disilicato de litio tiene una microestructura inusual, porque consiste de muchos pequeños cristales alargados que le confieren aumento de resistencia a la flexión pero disminuyen su translucidez, en comparación con las cerámicas feldespáticas. Estos

materiales proporcionan un equilibrio entre la fuerza y la translucidez que les permite usarse como restauraciones monolíticas. (Shenoy A Shenoy D. 2010, Lawson N Burgess J. 2014)

Las propiedades mecánicas de esta cerámica son muy superiores a las de la cerámica reforzada con leucita, con una resistencia a la flexión tres veces mayor que esta, de entre de 350 a 450 MPa. Además, dispone de una resistencia a la fractura mayor que Empress® II (cerámica reforzada con óxido de litio) debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina. (Odatsu T et al. 2013, Li RW. 2014).

La temperatura de procesamiento, de 920 ° C, es menor que para la reforzada con leucita. Los tamaños de grano de cristales de metasilicato de litio, (estado inicial, previo a la transformación en disilicato de litio), van desde 0,2 µm a 1 µm, lo que hace una resistencia a la flexión de 130 MPa. Durante el ciclo de la cristalización hay un crecimiento controlado del tamaño de grano (0,5 a 5 micras). Esta transformación conduce a una cerámica de vidrio que se compone de disilicato de litio dispersado en una matriz vítrea. Esta alteración aumenta la resistencia a la flexión de la restauración a 360 MPa, un incremento del 170%. (Van Noort R. 2002)

Hay dos métodos básicos de fabricación. El primer método consiste en fresar todo el contorno anatómico de la restauración. Antes de la cristalización, el borde incisal se conserva mediante la creación de un índice de silicona. El borde incisal se reduce, se crean los mamelones, y se estratifica con las porcelanas incisales, al contorno original utilizando el índice de silicona como guía. La restauración se cristaliza a continuación en el horno, utilizando el programa de cocción estándar. Una variación de esta técnica es la de cristalizar antes de las etapas de estratificación. Este método permite al operador ver el color de la restauración antes de la aplicación de la cerámica de estratificación.

El segundo método consiste en fresar el contorno completo, aplicar los tintes y la cerámica de esmalte y cristalizar. Este método también tiene una variación que incluye la aplicación de tintes y el esmalte después de la etapa de cristalización. Esto permite al operador ver el color final de la corona, sin la aplicación de los tintes. Puede ser más fácil aplicar los tintes, pero se trata de un segundo ciclo de cocción de 12 minutos. (Shenoy A Shenoy D. 2010)

Por otra parte, el disilicato de litio no requiere unión subyacente a la estructura dental para obtener propiedades físicas. (Barizon KT et al. 2004)

5.4.3 Cerámicas Cristalinas.

Dentro de este grupo encontramos a las cerámicas aluminosas y las de zirconio, que son cerámicas que carecen de fase vítrea, organizan sus átomos empaquetándolos en matrices regulares, siguiendo patrones cristalinos específicos, por lo que son más duras y resistentes que las cerámicas vítreas. De igual manera, esta organización de su estructura de una manera tan densa, imposibilita el paso de la luz a través de ellas, lo que hace que sean opacas, razón por la cual, en las zonas de máxima estética, se suelen usar como casquillos de base y se recubren con cerámicas vítreas. (Lawson N Burgess J. 2014, Kelly JR. Benetti P. 2011)

5.4.3.1 De Alumina:

En 1993 Andersson y Oden 1993, describieron una técnica para fabricación de coronas de cerámica individuales sin metal, utilizando solo una cofia densamente sinterizada de alúmina de alta pureza. Fue comercializado como el Sistema de Procera® All-Ceramic. (Estocolmo, Suecia). La gran pureza de la Alúmina y su estructura cristalina le conferían tanta resistencia que pudieron reemplazar a las cofias metálicas; el problema que presentaban era el de la elevada contracción por sinterización que, sin embargo, logró resolverse. (McLean JW. 2001)

El sistema Procera® está realizado mediante la compactación de polvo de alúmina de alta pureza (Al_2O_3 99,9%) con una técnica de prensado en seco, en donde los modelos de yeso son escaneados, o la impresión obtenida por un escáner intraoral, se envían a un centro de fresado, para el diseño de la cofia, que incorpora una magnificación del modelo real, con la finalidad de compensar la contracción de la alúmina al sinterizarse. El proceso de sinterización es lento, lo que da lugar a una estructura cristalina densa con un tamaño de grano promedio de 4 μm y una fuerza de flexión de 601 MPa. (Anusavice KJ 2022)

En sus inicios, el Sistema Procera® fue bien aceptado, por sus cualidades de resistencia. Numerosos estudios comprobaron esta ventaja y no sólo se lo atribuyeron a la resistencia propia del material, sino al buen ajuste marginal y en toda la superficie de

los muñones, lograda por la técnica de fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM), en donde el diseño permite dejar una mínima capa de espesor para el cemento y controlar de una manera más efectiva el ajuste. (Anusavice KJ 2022)

5.4.3.2 Zirconio:

El zirconio se encuentra, en la naturaleza, como un mineral natural llamado badeleyita. Este mineral contiene entre 80-90% de óxido de zirconio. Las principales impurezas son generalmente TiO_2 , SiO_2 y Fe_2O_3 . Este óxido se presenta en tres estructuras cristalinas diferentes: monoclinico a temperatura ambiente, tetragonal a 1200°C y cúbico a 2370° . El óxido de zirconio se transforma de un estado cristalino a otro durante la cocción. A la temperatura de cocción, es un zirconio tetragonal y a temperatura ambiente, es monoclinico, con una celda unitaria de monoclinico que ocupa aproximadamente 4,4% más de volumen que cuando es tetragonal. (Shenoy A Shenoy D. (2010)

A finales de 1980, los ingenieros de cerámica aprendieron a estabilizar la forma tetragonal a temperatura ambiente mediante la adición de pequeñas cantidades (8.3% de la masa total) de calcio, itrio o cerio. Estabilizado a temperatura ambiente, la forma tetragonal es "metaestable", lo que significa que existe energía atrapada dentro del material para conducirla de vuelta al estado monoclinico. El estrés altamente localizado en una grieta es suficiente para desencadenar esta transformación. En este caso, el aumento de volumen 4,4% se convierte en un beneficio, esencialmente porque cierra las grietas. (Shenoy A Shenoy D. 2010) Presenta una resistencia a la flexión y a la fractura más alta que todas las cerámicas disponibles en la actualidad.

La cerámica de zirconio le debe su popularidad clínica a sus excelentes propiedades mecánicas y la facilidad de mecanizado en la etapa verde a través de diseño asistido por ordenador y tecnología de fabricación por ordenador (CAD- CAM). (Denry I Kelly JR. 2014)

Los estudios clínicos han demostrado su excelente desempeño a pesar de los primeros casos donde ocurrían desprendimientos de la cerámica de recubrimiento.

Estos primeros problemas parecen haber sido superados con éxito, al adoptar protocolos de laboratorio en donde las velocidades de calentamiento y enfriamiento son

más lentas (Denry I Kelly JR. 2014), por recomendaciones de los fabricantes, además de estudios convincentes, en cuanto a sensibilidad a los cambios de temperatura.

Denri et al 2014, mencionan que aparte de una presentación hecha por Nathanson en el 2010, en una Sesión General de la Asociación Internacional de Investigación Dental (IADR), en donde se evaluaron 702 unidades de zirconio, en un período cinco años, ninguna evidencia clínica parece haber sido publicada. En esa presentación se dijo que no se habían encontrado fallos superiores a los exhibidos por las restauraciones metal cerámicas.

Autores como Denri y Kelly 2014, opinan que aspectos tan complejos como el comportamiento mecánico y químico de zirconio parcialmente estabilizado aún no han sido plenamente explorados. Sin embargo, está bien establecido que cada paso del proceso de fabricación de la cerámica de óxido de zirconio tiene que ser controlado cuidadosamente para lograr las propiedades mecánicas y químicas deseadas.

5.5. Nuevos materiales cerámicos

5.5.1. Cerámicas de zirconio a base de silicato de litio (ZLS):

Han sido introducidas recientemente en el mercado , (Celtra TM, Dentsply; Suprinity®, Vita) para las técnicas de CAD-CAM, con propiedades mecánicas comparables con las disilicato de litio (LS2). La tecnología se basa en la adición de 10 en peso óxido de zirconio a la fase vítrea formada por el silicato. El zirconio actúa como agente de nucleación, pero permanece en solución en la matriz vítrea, con dos consecuencias principales: Una fase cristalina doble, formada por una microestructura muy fina de metasilicato de litio (Li_2SiO_3) y disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) y una matriz vítrea que contiene óxido de zirconio en solución. (Denry I Kelly JR. 2014)

La microestructura se consigue en dos etapas. La primera, etapa de pre-cristalizado, sólo contiene cristales de metasilicato de litio y es fácil de mecanizar. La segunda etapa, que conduce a la microestructura dual de silicato de litio, se realiza a través de un tratamiento térmico corto a 840 ° C durante 8 min.

La principal diferencia entre ZLS y LS2 vitrocerámicas en su etapa final de cristalización reside en la naturaleza de la fase cristalina: metasilicato de litio más disilicato de litio para ZLS y sólo disilicato de litio para LS2. (Denry I Kelly JR. 2014)

El desarrollo de la cerámica ZLS ilustra la búsqueda constante de materiales cerámicos. Esta ofrece una translucidez adecuada combinada con propiedades mecánicas mejoradas.

5.5.2. Composites interpenetrados. (IPS)

Este material se caracteriza por tener dos fases que se forman por la infiltración de una estructura porosa (matriz cerámica) con un líquido (matriz de una resina polimérica) para formar la segunda fase interpenetrante. (Della Bona A et al 2014)

Actualmente, en odontología se dispone de un sistema de cerámica-vidrio y un sistema cerámica-polímero. El primero In-Ceram Alumina, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. (KG Germany) se basa en alúmina (68%) infiltrado con una cerámica de vidrio. El segundo es el sistema Enamic® VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. (KG Germany) el 86 % de su peso lo constituye un material cerámico inorgánico y el material polimérico orgánico, el restante 14 %. Aunque no es tan fuerte como la cerámica CAD / CAM, tiene un módulo elástico de aproximadamente 38 GPa, ligeramente superior de la dentina. (Della Bona A et al 2014)

Un estudio reciente mostró que este IPC tiene tres ventajas adicionales sobre la cerámica prensada y mecanizada con CAD / CAM:

- 1.- Índice de fragilidad razonable.
 - 2.- Menor dureza.
 - 3.- Respuesta a la deformación similar a la del esmalte y buena distribución de estrés.
- (Della Bona A et al 2014)

6. Lámparas de Fotocurado

6.1 Tipos de lámparas de fotocurado

6.1.1 Luz Halógena de Cuarzo-Tungsteno

Esta fue desarrollada por los ingenieros de General Electric para su uso en las luces de los aviones ya que estas eran muy duraderas y brillantes a pesar de ser pequeñas. En este tipo de lámpara, la luz se produce cuando una corriente eléctrica fluye a través de un filamento de tungsteno. El filamento actúa como una resistencia y el paso de corriente genera calor, en el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógena cuya función es evitar que el filamento incandescente se quemara. (Romero, 2014), (Meda, 2013)

Estas lámparas producen luz blanca, para producir luz de una longitud de onda específica, esta se debe filtrar, como resultado gran parte de esta radiación es desperdiciada que es la infrarroja (95%) y genera calor. (Romero, 2014), (Meda, 2013)

El espectro de emisión de estas lámparas es de 360-500nm, con un pico energético en los 460 nm. En función de su potencia lumínica o intensidad, pueden subdividirse en dos tipos:

- a. Halógenas convencionales, con una potencia lumínica por unidad de superficie de 350-700 mW/cm².
- b. Halógenas de alta densidad de potencia, con una potencia lumínica mayor de 700-1700mW/cm², que consiguen mediante el uso de bombillas más potentes o puntas turbo, las cuales son capaces de recoger una mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña que, por tanto, recibirá una mayor densidad lumínica. (Romero, 2014), (Meda, 2013)

6.1.2 Lámparas de plasma Xenón Arco:

Estas lámparas se desarrollaron para reemplazar las lámparas halógenas ya que estas últimas tenían una exposición prolongada (40-60 segundos).

Las lámparas de plasma tienen que ser filtradas, ya que utilizan gran cantidad de luz infrarroja y ultravioleta.

Son lámparas de arco, es decir, emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia.

En el interior de la lámpara existe un gas generalmente es de Xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos. (Romero, 2014)

El presentar un estrecho margen de emisión (450-500nm) conlleva a que estas lámparas no polimerizaran adecuadamente aquellos materiales que contengan un fotoiniciador diferente, como la fenilpropanona (410nm).

Los fabricantes afirman que estas unidades producen el curado de las resinas compuestas en uno a tres segundos y que, además, disminuyen la contracción de polimerización. Sin embargo, reducir la fotoactivación a uno o tres segundos puede dar lugar a un curado inapropiado del material, elevando el estrés de polimerización y provocando un aumento en la contracción. (historias de las lámparas. (Meda, 2013)

6.1.3 Lámparas de láser de Argón:

Es un láser con medio activo de tipo gaseoso (gas Argón). Emite una luz de 488nm o azul-verde de 488-514 nm y su irradiación está entre 750-1300mW/cm². La ventaja de estas lámparas es que proveían propiedades físicas adecuadas y se necesitaba mucho menos tiempo que con el que se exponía con la lámpara Halógena la principal desventaja es que al tener una longitud de onda extremadamente estrecha, un gran número de materiales fotoactivables no son compatibles con este sistema, lo que unido a su alto coste explica el hecho de su escasa difusión para su aplicación en la fotoactivación de materiales de restauración dentales. (Romero, 2014)

6.1.4 Lámparas de diodos:

Las lámparas LED's constituyen el tipo de lámparas de fotopolimerización de tecnología más reciente, utilizando como fuente de iluminación los V-LED (visible-light emitting diodes).

Los V-LED, son fuentes de luz tipo luminiscente basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica, emitiendo energía eléctrica óptica en forma de luz visible. Para producir este tipo de luz se necesita la combinación de dos diferentes semiconductores n-doped (carga y lubricación negativa) y p-doped (carga y lubricación

positiva). Los n-doped tienen un exceso de electrones y los p-doped tienen una necesidad de electrones. Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es ampliado, los electrones del n-doped y los agujeros del p-doped son conectados, como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda.

El color de la luz emitida (longitud de onda) depende del tipo de semiconductor utilizado en la confección del LED. En las lámparas de fotopolimerización habitualmente se utilizan varios LEDs de forma simultánea (diodos), ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul. (Meda, 2013)

El espectro de onda en una lámpara LED de Odontología emiten una luz azul de 450-480 nm, con un pico de absorción de 470 nm, este espectro coincide con la curva de absorción de la canforoquinona, la eficiencia para fenilpropandiona es limitada.

En función de la intensidad lumínica la podemos clasificar en:

- a. Lámparas de diodos convencionales: intensidad en torno a 400 mw/cm^2 .
- b. Lámparas de diodos de alta irradiancia: intensidad en torno a los $1000\text{-}1200 \text{mw/cm}^2$. (Romero, 2014)

6.2 Generación de las Lámparas LED

Primera generación:

Esta generación tenía un espectro de emisión estrecho que podía activar a las canforquinonas, pero no a otros fotoiniciadores, por lo que no podía polimerizar por completo algunos materiales de resina, su poder de emisión de energía eran bajos requiriendo de elevados tiempos de polimerización para una polimerización completa y las puntas generaban un haz de luz pequeño y las lámparas tenían un tiempo de funcionamiento continuo insuficiente para apagarse. (Chapel, 2016)

Segunda generación

Estas lámparas tenían un mayor poder de emisión de energía fotónica, sin embargo y tienen un diodo de color con un espectro de emisión estrecho que no polimeriza todos los composites, muchas son inalámbricas, todas las baterías tienen una expectativa de vida limitada y su reposición es costosa, algunas tienen ventiladores que son ruidosos y pueden resultar en una trampa biológica. (Chapel, 2016)

Tercera generación

Estas lámparas poseen diferentes diodos que emiten luz con diferentes longitudes de onda, proporcionando la activación de otros fotoiniciadores aparte de la canforoquinona (Chapel, 2016)

6.4 Técnicas de polimerización:

Existen varias técnicas de polimerización física, estas son:

6.4.1 Técnica Convencional o Uniforme continúa:

En esta se mantiene una intensidad constante, del inicio al fin de la fotoactivación. Algunos autores creen que esta técnica genera mayor estrés en la interface entre el diente y la restauración. (Masiol, 2013)

6.4.2 Técnica de dos pasos:

En esta se reduce la intensidad durante unos segundos y posteriormente se aumenta dicha intensidad hasta terminar la polimerización, lo que permite liberación de estrés en la fase pre-gel. (Baratieri L., 2004)

6.4.3 Técnica de pulso tardío:

Se coloca una intensidad baja durante un periodo corto (3 a 5 segundos), se esperan varios minutos y luego se aplica la intensidad total hasta terminar la polimerización, aumentando así el tiempo de la fase pre-gel. (Baratieri L., 2004),

6.4.4 Técnica en rampa:

Iniciando la fotopolimerización con una baja intensidad y aumentar conforme va pasando el tiempo, hasta llegar a la intensidad máxima y terminar con la fotopolimerización, logrando así menos estrés en la restauración. (Masiol, 2013)

6.5 Proceso de polimerización

6.5.1 Intensidad de luz

La intensidad de la lámpara de fotocurado es la cantidad de fotones emitidos por estas unidades, es decir que fuentes con alta intensidad emitirán fotones en mayor cantidad en comparación con los de baja intensidad. Para que una resina sea polimerizada en su totalidad y que sus propiedades físico- mecánicas sean las mejores es necesario contar con una unidad de fotopolimerización que brinde una intensidad de luz ideal. La intensidad de luz se mide en mw/cm^2 (miliwatt por centímetro cuadrado), este valor podemos conocerlo con un aparato llamado radiómetro. Mientras mayor es la intensidad de luz y el tiempo para la fotopolimerización obtendremos mayor conversión de las resinas. Las primeras generaciones de LED tenían gran desventaja en cuanto a la intensidad en relación a las halógenas, sin embargo, las nuevas generaciones LED poseen rangos superiores, llevando grandes ventajas sobre las halógenas. Actualmente se ha comprobado que la mínima intensidad que debe poseer una lámpara de fotopolimerización para realizar este procedimiento adecuadamente es de $600 \text{ mW}/\text{cm}^2$. (Arauzo, 2009)

6.5.2 Longitud de onda

La luz visible se compone de espectros de ondas que forman energía electromagnética, y es fundamental para considerar a sí mismos los colores de los objetos. Las longitudes de onda de luz que varían en tamaño correspondiente a la luz visible es la que corresponde a la región entre 400nm y 700nm . Los colores existentes en el espectro son: violeta, azul, verde, amarillo, naranja y rojo. Por ello los colores que vemos en los objetos son el resultado de un proceso que incluye la reflexión y absorción

de la luz. Para los materiales de resina, hay la necesidad de aplicar una luz con una longitud de onda específica, que pueda excitar el fotoiniciador presente para desencadenar la reacción de polimerización.

Actualmente, la luz utilizada para la fotoactivación de materiales de resina se concentra en el espectro de luz azul región (400 nm-500 nm). (Romero, 2014)

La longitud de onda que deben poseer una unidad de fotocurado para activar el fotoiniciador más común que es la canforoquinona es entre 440 y 490 nm. No obstante, existen resinas que precisan longitudes de onda diferentes, lo que hará una deficiencia en la fotopolimerización. (Arauzo, 2009)

Al conocer que otros fotoiniciadores se activan con menor longitud de onda, el rango de la longitud de onda de la unidad de fotopolimerización debe ser de acuerdo al compuesto de la resina. Caso contrario las propiedades físicas y mecánicas del producto polimerizado no serán las idóneas para el resultado clínico que se espera obtener. (Romero, 2014)

6.5.3 Tiempo de exposición del material

Su unidad de medida es el segundo, este tiempo debe ser el necesario para generar la suficiente energía que requiere la restauración. El operador debe conocer la medida de la intensidad que posee la lámpara para determinar el tiempo adecuado que debe emplear en este procedimiento. No debemos excedernos del tiempo necesario porque podemos causar lesiones en tejidos blandos como también lesiones pulpares. (Romero, 2014)

6.5.4 Reacción de polimerización

Se denomina polimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz de la resina compuesta (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí dando lugar a una molécula de gran peso, llamada polímero, que es una cadena lineal o una macromolécula tridimensional. (Meda, 2013)

En la actualidad, la mayoría de las resinas compuestas disponibles son fotopolimerizables. La reacción de polimerización del material inicia cuando se le

suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas de este tipo de reacción, el principal inconveniente que presentan estos materiales es su inadecuada polimerización lo que da un endurecimiento incompleto del material, que se puede deber a que el proceso de polimerización se inicie con luz ambiental o que la lámpara de polimerización no funcione correctamente por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material reduciendo sus características físicas y ópticas. (Meda, 2013)

6.6 Fases de la reacción de polimerización

En la reacción de polimerización de las resinas compuestas fotoactivadas se puede mencionar dos fases:

6.6.1 Fase oscura:

Es la que se produce tras el apagado de la lámpara y transcurren las primeras 24 horas tras el comienzo de la reacción, en la cual alcanza el grado de conversión definitivo.

6.6.2 Fase lumínica:

Es la que se produce durante el periodo en que la lámpara de polimerización está encendida.

A.1 Fase de Activación:

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotónica procedente de fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar el fotoiniciador incorporado en el material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda.

A.2 Fase de iniciación o de inducción:

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

A.3 Fase de propagación:

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

A.3 Fase de terminación:

Esta es la fase final de la reacción y se puede producir por el acoplamiento de dos cadenas en crecimiento para formar una cadena terminal. (Meda, 2013)

Esta clasificación en “fases” es en realidad artificial, puesto que, en el caso de las resinas compuestas dentales, las fases de activación, inducción, propagación y terminación, son simultáneas, y el polímero resultante se compone de cadenas de diversas longitudes. (Henostroza H, 2006)

IV. Diseño Metodológico:

Tipo de Estudio:

Es una investigación experimental in vitro de corte transversal.

Área de estudio:

Estudio in vitro de las muestras de cerámica feldespática mediante envejecimiento acelerado simulado en termociclado, ubicado en el laboratorio de especialidades de la facultad de odontología de la Universidad Americana UAM y análisis y registro de color de las muestras en el edificio de la Maestría en Odontología Restauradora y Estética de la Facultad de Odontología de la UNAN-León.

Población y Muestra

El estudio se realizará en láminas de cerámica feldespática cementadas calibradas con un grosor de 0.7 mm x 10 mm de diámetro mediante un caliper digital.

La muestra será de 20 especímenes, agrupándose en 10 especímenes por cada tipo de agente cementante a evaluar, más un grupo control de 10 especímenes cementadas con un cemento "C" (Cemento Gold Estándar)

Criterios de inclusión

60 láminas de cerámica feldespática, de las cuales 30 láminas de cerámica feldespática serán calibradas mediante un caliper digital a 0.7 mm de grosor que simularan el grosor promedio de una carilla cerámica de uso en boca. Y 30 láminas de cerámica feldespática calibrada a un 1mm de grosor que representan el sustrato donde se realizará la cementación. Todas con un diámetro de 10 mm.

Color de la cerámica feldespática A2

Criterios de exclusión

1. Láminas de cerámica feldespática con cracks o fisuras producto del desgaste con disco para calibrar el grosor deseado.

2. Láminas de cerámica feldespática de diferente color al A2
3. Láminas de cerámicas que no tengan 0.7 mm de grosor

Tipo de muestreo: No Aplica

Instrumentos:

1. Cubos de cerámica feldespática color A2
2. Pie de rey digital
3. Disco de diamante fino
4. Disco de goma para pulido de cerámica
5. Cemento de resinoso dual color translúcido
6. Cemento resino fotopolimerizable color translúcido
7. Cemento Gold Standard color translúcido
8. Sistema de cementación adhesiva para cerámica feldespática
9. Espectrofotómetro Easy Shade Vita V
10. Colorímetro Liner Guide Vita
11. Termocicladora
12. Suero Fisiológico
13. Lámpara de Fotocurado Elipar Deep Cure L 3M
14. Radiómetro
15. Banda de celuloide
16. Pesa de 2 libras

Diseño del experimento in vitro:

Se recolectarán 30 unidades de cerámicas feldespática de cubos cerámicos para fresado en CAD/CAM, de los cuales se obtendrán 60 muestras, 30 unidades calibradas a 0.7 mm mediante un disco de diamante y un caliper digital, que simularán el grosor de una carilla veneer y 30 unidades calibradas a 1 mm de grosor las cuales actuarán como el sustrato donde se realizará la cementación. Todos los discos tendrán un diámetro de 10 mm.

Cada uno de los especímenes, será evaluado el color mediante el método visual convencional (Colorímetro Vita Liner Guide) y el espectrofotómetro Vita Easy Shade V y se estandarizan las muestras con el color A2 según la escala universal.

Se forman 3 grupos de muestra, cada grupo tendrá un total de 10 unidades, las cuales serán cementadas con cada uno de los cementos (1 tipo de cemento por grupo).

Para el procedimiento del cementado se utilizará la técnica adhesiva descrita en la literatura para el caso de las cerámicas feldespáticas.

Técnica de cementación adhesiva:

1. Aplicación de ácido fluorhídrico al 9.5% por 20 seg en el intaglio del disco
2. Lavado con agua por 1 minuto
3. Aplicar de Silano frotado por 1 minuto y dejar secar silano por 5 minutos
4. Aplicar adhesivo universal frotado por 1 minuto
5. Colocación de una porción de agente cementante mediante clicker en sustrato a cementar

Para poder calibrar el grosor de cementación en 50 micras de espacio entre las dos láminas se usarán dos láminas de acetato (cada una de 25 micras) en cada extremo y se aplicará una fuerza constante de 2 libras mediante una pesa calibrada durante un tiempo de 10 segundos. Se eliminarán los excesos con un microbrush y se procederá al fotoactivación mediante una lámpara de fotocurado LED con una potencia de 1470 mW/cm² por 20 segundos para cada uno de los grupos.

Se hará la toma de color en el postcementado inmediato, a las 24 horas y después del termociclado simulando 3 meses de uso en boca, mediante los sistemas análogos y digital.

Termociclado:

Se usará solución agua destilada como medio para realizar la prueba. Usaremos el protocolo establecido para estos casos por Morresi et al. en el 2014, en el cual se usa 3 temperaturas (5°, 37° y 55°). Cada ciclo será de 15 segundos por cada temperatura dejando 20 segundos de descanso entre cada cambio. Se realizarán un total de 1200 ciclos para simular 3 meses de envejecimiento clínico.

Plan de análisis de resultados:

Se realizará análisis estadístico descriptivo y de pruebas paramétricas para poder establecer relación entre las diferentes variables objetos de estudio, siendo en este caso análisis estadísticos descriptivos como desviación standard y media. Para los análisis estadísticos cuantitativos se aplicaron las pruebas de T-Student y Chi Cuadrado, siendo éstas pruebas fijadas con un intervalo de confianza del 95% y *Valor P* de .005

El software para realizar el análisis estadístico será IBM SPSS STATISTICS versión 26 del año 2019 para MacOs Ventura. 13.2

Operacionalización de Variables

Variable	Definición Operacional	Dimensiones/Indicador	Escala de medición	Técnica-Instrumento
<p>Color de la cerámica Feldespática Color: A2 Variable dependiente</p>	<p>Es el color resultante de la translucidez de la dentina a través del esmalte. Rivas, 2012</p>	<p>30 unidades de cerámica feldespática de 0.7mm de grosor y 10 mm de diametro.</p>	<p>Escala ordinal cualitativa Escala de color análoga Vita Liner Guide 3D</p>	<p>Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik) medición análoga con la escala de colores Vita Liner Guide 3D</p>
<p>Cemento A Dual Variable Independiente Relyx Ultimate 3M Espe. TM Color: Trans</p>	<p>Medición del color sobre el disco de cerámica feldespática previo al cementado, inmediatamente después del cementado, 24 horas después y posterior al termociclado.</p>	<p>Pasta: Polietilenglicol (PEG), Zirconia, Silica, Pigmentos Adhesivo: MDP, Dimetacrilato, HEMA, Silano, Ethanol y rellenos</p>	<p>Escala ordinal cualitativa. Escala de color análoga de Vita Liner Guide 3D</p>	

<p>Cemento B fotopolimerizables</p> <p>Variable Independiente</p> <p>RelyX Veneer 3M Espe™</p> <p>Color: Trans</p>	<p>Medición del color sobre el disco de cerámica feldespática previo al cementado, inmediatamente después del cementado, 24 horas después y posterior al termociclado.</p>	<p>Composición:</p> <p>BisGMA y TEGDMA. Tiene rellenos de Zirconia y Sílice</p>	<p>Escala ordinal cualitativa. Escala de color análoga de Vita Liner Guide 3D</p>	
<p>Cemento C</p> <p>Gold Estandar</p> <p>Grupo Control</p> <p>Variable independiente</p> <p>Panavia V5</p> <p>Kuraray Noritake™</p> <p>Color: Trans</p>	<p>Medición del color sobre el disco de cerámica feldespática previo al cementado, inmediatamente después del cementado, 24 horas después y posterior al termociclado.</p>	<p>Composición:</p> <p>BisGMA, TEGMA, 10 MDP, rellenos de de vidrio de Bario silanizado, relleno de vidrio de Fluoroaminosilicato silanizado, silica coloidal, relleno de oxido de aluminio silanizado y DL camforoquinona</p>	<p>Escala ordinal cualitativa. Escala de color análoga de Vita Liner Guide 3D</p>	

<p>Termociclado:</p> <p>Variable interveniente</p>	<p>Método de laboratorio utilizado para simular temperaturas que naturalmente se presentan en la cavidad oral y tiene como finalidad representar el envejecimiento fisiológico de los biomateriales en la cavidad oral. Siendo las temperaturas usadas entre 5^o y 55^o Celsius. (Morresi et al 2014)</p>	<p>Agua destilada en ciclos térmicos de 15, 20 ó 30 segundos por cada temperatura seleccionada que pueden ser 5^o, 37^o y 55^o con un lapsus de 20 segundos entre cada cambio. (Morresi et al 2014)</p>	<p>Expresada en grados Celsius y 11520 ciclos representan 1 año.</p> <p>El mínimo de ciclos permitidos en los estudios es de 500 ciclos.</p>	<p>Se almacenan los especímenes en agua destilada por 24 horas. Cada ciclo dura 1:30 minutos, completando 960 ciclos por día.</p> <p>Se aplicaran 2 meses de envejecimiento que son 1200 ciclos.</p>
--	---	---	--	--

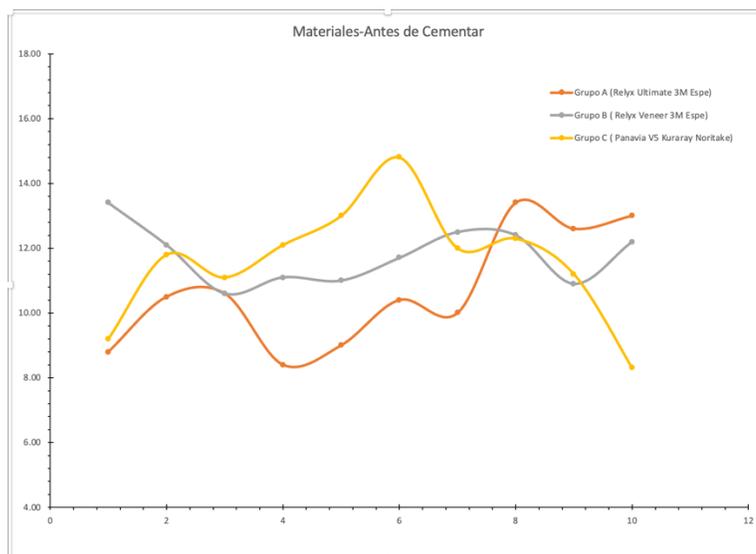
V. Resultados

Termociclado y Registro de Color

Estos procedimientos fueron realizados en el laboratorio de especialidades de la Facultad de Odontología de la Universidad Americana UAM en la ciudad de Managua.

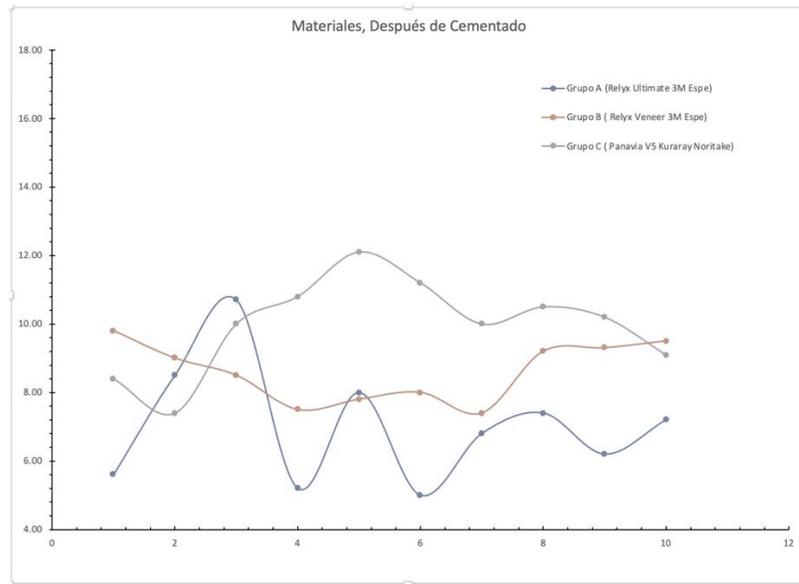
Se muestran a continuación las gráficas de los análisis de las muestras envejecidas de forma prematura mediante termociclado y el registro de color realizado de forma análoga mediante el colorímetro Liner Guide de Vita y de manera digital con el espectrofotómetro EasyShade V de Vita.

En el gráfico 1 se muestra el color de las laminas de cerámica feldespática distribuidas en los 2 grupo estudio y el grupo control (grupo A Relyx Ultimate 3M Espe, grupo B Relyx Veneer 3M Espe y grupo C Panavia V5 Kuraray Noritake) antes del cementado con los cementos resinosos. Realizado esto para tener un control del color (2M1 en escala Vita) de las laminas de cerámica feldespástica. Se puede notar en valor ΔE (Escala ScieLab) en el eje de las abscisas Y las láminas cerámicas como varían de los valores de 8.6 hasta más de 14. Representado este valor el grado de claridad de la cerámica.

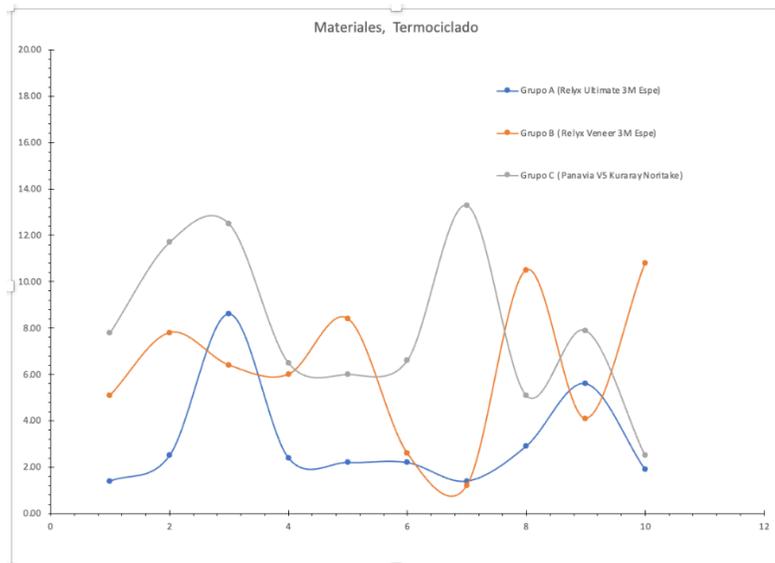


El gráfico 2 se muestra el color de las laminas de cerámica feldespática distribuidas en los 2 grupo estudio y el grupo control (grupo A Relyx Ultimate 3M Espe, grupo B Relyx

Veneer 3M Espe y grupo C Panavia V5 Kuraray Noritake) en post-cementado inmediato. En este gráfico se puede evidenciar la disminución del valor promedio ΔE de los tres grupos. Observándose valores que tienen un rango de menos 6 hasta valores un poco por encima de 12.



El gráfico 3 se muestra el color de las laminas de cerámica feldespática distribuidas en los 2 grupo estudio y el grupo control (grupo A Relyx Ultimate 3M Espe, grupo B Relyx Veneer 3M Espe y grupo C Panavia V5 Kuraray Noritake) en post-cementado después de envejecimiento prematuro mediante termociclado. En este gráfico se puede evidenciar un aumento de los valores promedios ΔE de los tres grupos. Observándose valores que tienen un rango mayor de oscilación de menos 2 hasta valores un poco por encima de 14 del ΔE .



Análisis Estadístico:

En este estudio in vitro se utilizó análisis estadísticos como son el promedio de desviación estándar (obteniendo valores de promedio mínimo y máximo para poder analizar los datos con respecto a la influencia del termociclado en el antes y después. Obtenido una desviación standard antes del cementado de los dos grupos muy parecida de 1.78 y 1.73 respectivamente, lo cual indica que los resultados son muy parecidos. Después se obtuvo una desviación de 2.26 y 3.2 en el control del cementado inmediato. Ya después de haber realizado el termociclado se obtuvieron valores de 10.6 y 7.6 indicando que no existió una variación amplia de los valores del color.

Informe			
	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	Relyx Ultimate 3M Espe- Después	Relyx Ultimate 3M Espe- Termociclado
Media	10.6700	7.0600	3.1100
N	10	10	10
Desviación estándar	1.78266	1.73154	2.26640

Cuadro 1. Desviación estándar del cemento Relyx Ultimate al final del termociclado

Obteniendo como efecto del envejecimiento prematuro de los materiales mediante el termociclado que el promedio del valor de ΔE bajo 7 veces, volviéndose más opaco.

Se realizo pruebas de muestras emparejadas con T de Student, comparando los promedios de dos muestras antes y después del termociclado. Obtuvimos un valor P de .000 con un intervalo de confianza del 95% en el cemento objeto de estudio.

Prueba de muestras emparejadas									
		Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	Relyx Ultimate 3M Espe- Después - Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado	3.95000	1.80139	.56965	2.66136	5.23864	6.934	9	.000

Cuadro 2. Resultados del termociclado en el cemento Relyx Ultimate

Informe									
	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	Relyx Ultimate 3M Espe-Después	Relyx Ultimate 3M Espe- Termociclado	RelyxVeneer- Antes	RelyxVeneer- Después	RelyxVeneer- Termociclado	Panavia- Antes	Panavia- Después	Panavia- Termociclado
Media	10.6700	7.0600	3.1100	11.7900	8.6000	6.2900	11.5800	9.9700	7.9900
N	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Desviación estándar	1.78266	1.73154	2.26640	.88500	.87686	3.17331	1.83170	1.37036	3.47929

Cuadro 3. Consolidado de los valores obtenidos en los 3 grupos de cementos resinosos antes y después del cementado y al completar el termociclado.

VI. Discusión de resultados

Los cementos de resina son los preferidos para la cementación de restauraciones completas de cerámica. Los cementos de resina adhesivos de polimerización dual se han vuelto ampliamente utilizados en la cementación de coronas de cerámica, inlays, onlays y carillas veneers. Esto último aducido por las casas comerciales, debido a que este tipo de cemento con contienen aminos terciarios en su composición y no tendrían una reacción de oxidación al efectuarse la polimerización química. Siendo este componente el causante de la futura pigmentación de las restauraciones.

Los cementos de resina no solo se utilizan para la cementación de restauraciones, sino también para la obtención del color final de la restauración. Los estudios han demostrado que el color final de las restauraciones de cerámica no solo está determinado por el color del material cerámico sino también por el color del cemento de resina. También se ha informado que la restauración y el grosor del cemento, el tipo de cerámica y el color de la dentina subyacente pueden afectar el color.

En este estudio, se investigaron los efectos de 3 cementos de resina de fotopolimerización sin aminos diferentes sobre el color de los materiales CAD/CAM de cerámica libre de metal (feldespato) antes y después de 1200 termociclos que son equivalentes a 3 meses de uso. Los cementos resinosos utilizados en este estudio no contienen compuestos amínicos.

Los valores T-Student de las muestras analizadas se vieron afectados por el material y los períodos del ciclo. Además, hubo diferencias significativas en los valores de ΔE entre diferentes materiales, períodos de ciclo y tipos de cemento ($p=.000$). Se encontró que los valores de ΔE estaban en o por debajo del umbral clínicamente perceptible (ΔE 2 a 3.5) establecido por O'Brien et al. en todos los grupos de cementos de resina ensayados.

Si comparamos los datos obtenidos en este ensayo in vitro con estudios similares encontrados en la literatura observamos coincidencia en los resultados sobretodo en los estudios de *Ghavam M et al; publicaron un estudio sobre el Efecto del envejecimiento acelerado sobre el color y la opacidad de los cementos de resina en el Journal de*

Operative Dentistry en 2010; *Klinik E et al* publicaron otro estudio sobre La estabilidad del color del cemento de resina y su influencia en el matiz final de cerámica libre de metal en el *Journal of Dentistry* 2011 y *Masoumeh Hasani Tabatabaei. et al* realizaron un estudio en el 2019 sobre la Estabilidad de color de carillas de cerámica cementadas con cementos autoadhesivos después de envejecimiento acelerado donde el valor de ΔE demostraron un cambio en la opacidad de la restauración. *Masoumeh Hasani Tabatabaei. et al* realizaron un estudio en el 2019 sobre la Estabilidad de color de carillas de cerámica cementadas con cementos autoadhesivos después de envejecimiento acelerado y *Maryam Hoorizad et al.* realizaron un estudio en 2021 sobre la Influencia del cemento de resina en la estabilidad de color de las carillas de cerámicas Encontrando valores de ΔE aumentados de forma significativamente después del termociclado y disminución de luminosidad de las restauraciones.

Sin embargo, en otros estudios como *Panka Archegas L. et al;* publicaron en el *Journal of Dentistry* en 2011 un estudio sobre la Estabilidad de color y opacidad de los cementos de resina y composites fluidos para el cementado de carillas cerámicas después del envejecimiento acelerado. El cemento dual demostró mayor estabilidad de color.

Los resultados de este estudio in vitro revelaron que el tipo de material y el termociclado tienen un efecto significativo en los valores de color (ΔE , menor luminosidad y mayor opacidad) Dentro los 2 tipos de cemento evaluados fue el cemento fotopolimerizable el que presentó mejores valores. Por lo tanto, se rechazaron las hipótesis nulas (H_0) que el tipo de cemento resinoso no interfiere en la estabilidad del color de las láminas de cerámicas feldespáticas.

VII. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio in vitro, se extrajeron las siguientes conclusiones:

2. El termociclado y los tipos de cementos de resina pueden afectar la estabilidad del color la restauraciones de cerámica feldespástica.
3. Los cambios de color de los cementos de resina después del termociclado estuvieron dentro de los límites clínicamente aceptables ($\Delta E < 3.5$), siendo afectado la opacidad.
4. El grupo de cemento de resina dual mostró el cambio de color más bajo después de 1200 termociclos comparado con el grupo de cemento de resina fotopolimerizable
5. Los valores de ΔE de todos los grupos de cemento de resina adhesivo libre de amina mostraron cambios, excepto para el grupo control.

VIII. Recomendaciones

1. Realizar más estudios comparativos de los diferentes agentes de cementación para restauraciones libres de metal.
2. Establecer protocolos estrictos de cementación para restauraciones cerámicas que involucran alta estética.
3. Evaluar en estudios como influye la microfiltración de las restauraciones y el tipo de agente de cementación
4. Se recomienda a los estudiantes y profesionales de la odontología la utilización de cementos de resina fotopolimerizable (en este caso Relyx Veneer 3M Espe) por ser más estable en color.
5. A la facultad de Odontología de Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua UNAN-León adquirir equipos de termociclado y espectrofotometría para poder realizar estudios comparativos sobre el tema de investigación en cuestión.

IX. Bibliografía

- ACP. (2000). Bonding mechanism and microtensile bond strength of 4 –Met based self-etching adhesive.
<http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0022034502081S101>
- Alvarez Fernandez MA. (2003). Características generales y propiedades de cerámica sin metal. *RCOE* 8(5): 525-546
- Anusavice KJ (2022) Phillips science of dental materials. 13th Edition. *Elsevier*
- Arauzo, C. (2009). Intensidad de la potencia lumínica producida por las lámparas halógenas de fotopolimerización, usados en consultorios dentales particulares, de cuatro distritos representativos del departamento de lima en el año 2009. Lima: *Universidad Nacional Federico Villareal*.
- Ardu S et al. (2014) Influence of background on natural tooth colour coordinates: an in vivo evaluation. *Odontology* 102(2): 267-271.
- Arrais C et al. (2007). Microtensile bond strength of polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 97(2): 99-106.
- Attar Nuray et al. (2003) Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *JPD*.
- Baratieri L., M. (2004). Odontología Restauradora, fundamentos y técnicas. Capítulo 7, Polimerización de resinas Compuestas. Sao Paulo: *Livraria Santos*.
- Baratieri LN. Monteiro SM. (1992). Carillas de composite: una nueva técnica. *Quintessence Publishing Brazil*.
- Barizon KT et al. (2004) Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade and thickness on translucency. *J Prosthet Dent* 112 (4): 864-870

- Barrancos J. (2015). Carillas de porcelana y otras cerámicas. *Operatoria dental 5ta edición*. Argentina. Pp: 1126.
- Calamia JR. (1983). Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *NY J Dent*
- Chapel, A. (2016). Evolucion historica de las lamparas de fotocurado . Habana, Cuba: *Universidad de Ciencias Médicas de la Habana*
- Christensen GJ. (1997). The state of the art in esthetic restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*.
- Chu S. Paravina RD. (2017). Color in dentistry. A clinical guide to predictable esthetics. *Quintessence Publishing*. 11-28
- Cunha AR. (2013) Facetas de porcelana vs Facetas de resina composta. *Univerisdade Fernando Pessoa*.
- Della Bona A et al (2014) Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mat* 30: 554-563
- Della Bona A. (2020). Color appearance in dentistry. *Springer*. 1-98
- Denry I Kelly JR. (2014) Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Res Dent* 93(12):1235-1242
- Denry IL (1996) Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Bio Med* 7: 134-143
- Díaz-Romeral P. et al(2009) Cementado autoadhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. *Cient Dent* 6(1): 000-000
- Elliason ST. Dahl JE. (2020). Effects of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterials Investigations in Dentistry*. 7(1): 16-24

- Evren Kilinc, Sibel A. Antonson, Patrick C. Hardigan, Atilla Kesercioglu. (2011). Resin cement color stability and it's influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry* 39s: e30–e36.
- Font Font A. (2001). Clasificación actual de las cerámicas dentales. *RCOE* 6(6): 645-656
- Gael M. Darvell B. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*. 27(2): 89-99
- Geissberger M. (2010). Esthetic dentistry in clinical practice. *Wiley Blackwell*. 2009-221
- Giordano R. (2000). A comparison of all ceramics restorative systems. part 2. *Gent Dent* 38: 38-45
- Gómez de Ferraris M. (2009). Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental. *Editorial Médica Panamericana*.
- Gomez-Polo C et al. (2014). Difference between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *J Dentistry* 42: 742-745.
- GTP-9. (2017). The glossary of prosthodontics terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry. The Academy of Prosthodontics*. Pag: 117
- Gürel G. (2003). The science and art of porcelain laminate veneers. *Quintessence Books*.
- Henostroza G, Borgia E, Busato A, Carballo R, De Souza C, Edelberg M y col. (2003). *Adhesión en odontología restauradora*. MAIO: Buenos Aires.
- Henostroza G. (2010). Adhesión en odontología restauradora. Ripiano. Madrid.
- HenostrozaH, G. (2006). Estética en Odontología Restauradora. Madrid: *Ripano Editorial Medica*.
- Kelly JR Benetti P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 56: 84-96

- Kelly JR. (2008). Dental ceramics: What is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc* 139: 4S-7
- Kina S. Bruguera A. (2008). Restauraciones estéticas cerámicas. *Dental Press Editora*
- Lafuente D. (2008) Adhesión a dentina de cemento de resina autoadhesivo. *Odovtos International Journal of dental sciences.*(10)
- Lawson N Burgess J. (2014) Dental ceramics: a current review. *Compen Contin Educ Dent* 35(5):161-166
- Lee YK, Powers JM. (2005). Comparison of CIELab, CIEDE 2000 and DIN 99 color differences between various shades of resin composites. *Int J Prosthodont* 18(2): 150-155
- LeSage B. (2013) Establishing a classification system and criteria for veneer preparation. *Compendium.* 34(2): 104-116
- Li RW. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of art. *J Prosthodont Rest.* 58(4): 208-216
- LR Panka Archegas, A. Freire, S. Viera, D. Biazzetto, E. Machado Souza. (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of Dentistry* 39: 804-810.
- Lu H. Mehood A. Chow A. Powers J. (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 94(6): 549-54
- M Ghavam, M Amani-Tehran, M Saffarpour. (2010). Effect of Accelerated Aging on the Color and Opacity of Resin Cements. *Operative Dentistry.* 35-6, 605-609.

- M. Hoorizad et al. (2021). Influence of resin cement on color stability of ceramic veneers: in vitro study. *Biomaterials Investigations in Dentistry*. Vol 8(1): 11-17
- MacFadding J (2000). Pruebas bioquímicas para la identificación. *Editorial Médica Panamericana*.
- Magne P. Belser U. (2022) Biomimetic restorative dentistry. Vol 1. *Quintessence Publishing*.
- Magne P. Belser U. (2022) Biomimetic restorative dentistry. Vol 2. *Quintessence Publishing*.
- Manauta J Salat A. (2012). Layers and atlas of composite resin stratification. Quintessence Publishing: 25-78
- Manauta J Salat A. (2023). Layers 2 Direct composites: The styleitaliano secrets. *Quintessence Publishing*. 23-80
- Martínez F et al. (2007). Cerámicas dentales: Clasificación y criterios de selección. *RCOE* 12(4): 253-263
- Masiol. (2013). Odontología restauradora de la A a la Z.. Capítulo 7, Fotopolimerización y Fotopolimerizadores. *Elsevier Mosby*.
- McLaren E. (2006). Porcelain veneers preparations: to prep or not to prep. *Inside Dentistry*.
- McLaren E. (2009). Ceramics in dentistry – part I. Classes of materials. *Inside dentistry*.
- McLaren E. Whiteman Y. (2010). Ceramics: rationale for material selection. *Compen Contin Educ Dent*. 31(9): 666-672.
- McLean JW. (2001) Evolution of dental ceramics in the 20th century. *J Prothet Dent* 85(1): 61-66

- Mebash A. Morsi T. Sabet A. (2016). Assessment of color stability of different resin cements having different modes of polymerization before and after aging. *Journal of American Science*. 12(7).
- Meda, R. (2013). Medición de la intensidad de la luz de las lámparas de fotocurado utilizadas por los estudiantes en la Facultad de Odontología en la Universidad San Carlos de Guatemala. Guatemala: *Universidad San Carlos de Guatemala*.
- MH Tabatabaei et al. (2019). Color Stability of Ceramic Veneers Cemented with Self-Adhesive Cements after Accelerated Aging. Dental Research Center, *Dentistry Research Institute, Tehran University Medical Sciences Tehran Iran*.
- Morresi AL et al. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 295-308
- Motro PF et al. (2012). Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*.108:231-237.
- Nathanson D. Banasr F. (2002) Color stability of resin cements and in vitro study. *Pract Proced Esthet Dent* 14(6):449-455
- Odatsu T et al. (2013). Effect of polishing and finishing procedures on the surface integrity of restorative ceramics. *Am J Dent* 26(1): 51-55
- Oliveira D. (2022). Color science and shade selection in operative dentistry. *Springer*. 1-36
- Pagani C. (2017) Tooth preparation. Science and art. *Quintessence Publishing*.
- Paravina RD Powers JM. (2004). Esthetic Color training in dentistry. *Elsevier Mosby*.
- Pegoraro LF (2001). Protésis fija. *Artes Médicas LTDA*.
- Perdigão J. et al. (2000). New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J D. Now* 13: 25D-30D.

- Pincus CL. (1938). Building mouth personality. *J Dent Calif Ass*
- Qualtrough A Piddock V. (2002) Dental ceramics: What's new? *Dent Update* 29: 25-33
- Rizkalla AS Jones DW. (2004) Mechanical properties commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mat* 20:207-212
- Romero, M. (2014). Eficiencia en la práctica de fotopolimerización de resinas compuestas directas en los servicios odontológicos privados; urdesa, kennedy y alborada.. Guayaquil: *Universidad Catolica de Santiago de Guayaquil*.
- Rosenstiel S. et al. (2023). Contemporary fixed prosthodontics. 6th edition. *ElSevier*. 680-708
- S. Turgut, B. Bagis. (2011). Color stability of laminate veneers: An in vitro study. *Journal of dentistry* 39s: e57–e64.
- S. Turgut; B. Bagis. (2011). Color stability of laminate veneers: An in vitro study. *Journal of Dentistry*. 39s: e57-e64
- Satheesh Bharalur et al. (2017). The effect of accelerated aging on color stability of composite resin luting cements using different bonding techniques. *Journal of clinical and diagnostic research*. Vol. 11(4): ZC57-ZC60.
- Seong- Min Lee et al. (2017). Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*. Article in Press.
- Shenoy A Shenoy D. (2010). Dental ceramics: an uptade. *J Conserv Dent* 13(4): 195-203
- Shillingburg HT et al. (2012). Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th Edition. *Quintessence Books*.
- Toledano, M., Osorio, R. Sanchez, F., Osorio, E. (2003). *Arte y ciencia de los materiales odontológicos*. Avances. Madrid

Trushkowsky RD. (2020) Estética oral rehabilitación con carillas. Una Guía para la preparación del tratamiento y clínica conceptos. *Springer*

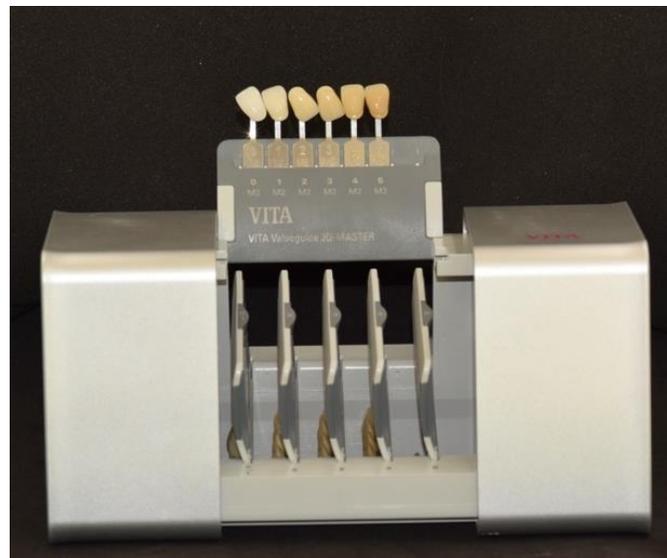
Ubassy G. (1993). Shape and color. The key to successful ceramic restorations. *Quintessence Books*: 13-57

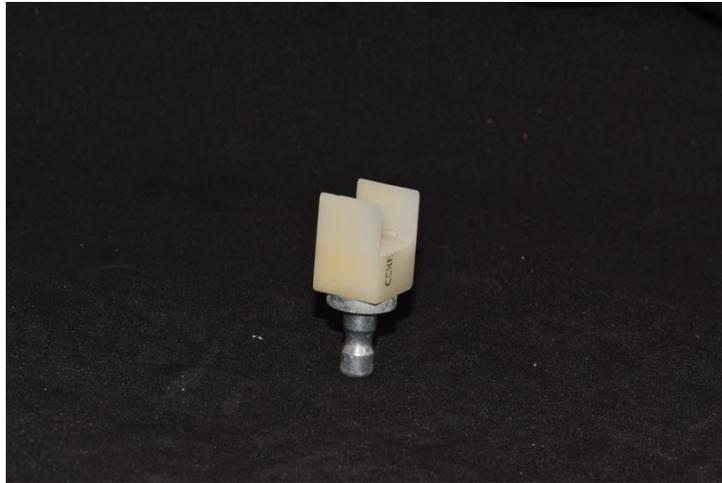
Vailati F. (2014). Full mouth adhesive rehabilitation of severely eroded dentition. *The European Journal of Esthetic Dentistry*.

Van Noort R. (2002) Introduction to dental materials. *Elsevier*

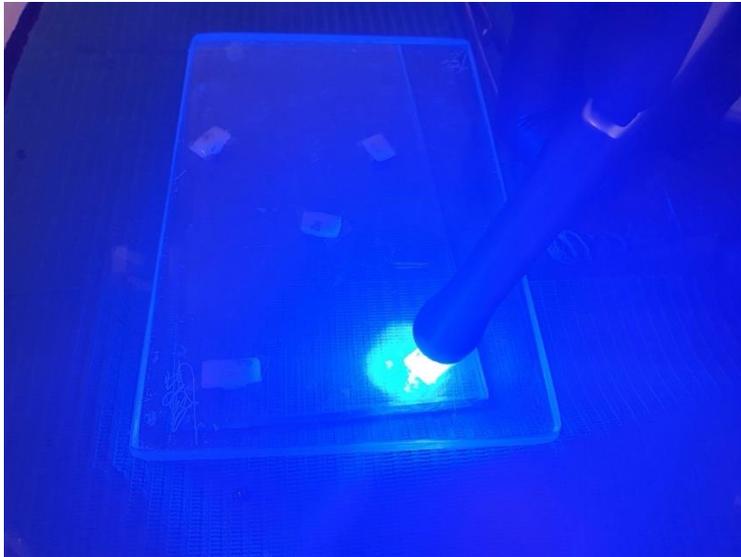
Xie C et al. (2010). Microtensile bond strength of one and two step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Operative Dentistry* 35(5): 547-555.

X. ANEXOS











Tablas de resultados.

Grupo A (Relyx Ultimate 3M Espe)

COLOR MUESTRA	Antes de Cementar			Después de Cementar			Termociclado (3 meses)		
	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab
A1	A1	2M1	$\Delta E: 8.8$	A1	1M2	$\Delta E: 5.6$	B2	2L1.5	$\Delta E: 1.4$
A2	A1	2M1	$\Delta E: 10.5$	A1	1M2	$\Delta E: 8.5$	B2	2M2	$\Delta E: 2.5$
A3	A1	2M1	$\Delta E: 10.6$	A1	2M1	$\Delta E: 10.7$	B1	1M1	$\Delta E: 8.6$
A4	A1	2M1	$\Delta E: 8.4$	A1	1M2	$\Delta E: 5.2$	A2	2M2	$\Delta E: 2.4$
A5	A1	2M1	$\Delta E: 9.0$	A1	1M2	$\Delta E: 8.0$	C1	2M2	$\Delta E: 2.2$
A6	A1	2M1	$\Delta E: 10.4$	A1	1M2	$\Delta E: 5.0$	B2	2L1.5	$\Delta E: 2.2$
A7	A1	2M1	$\Delta E: 10.0$	A1	1M2	$\Delta E: 6.8$	A1	2M1	$\Delta E: 1.4$
A8	A1	2M1	$\Delta E: 13.4$	A1	1M2	$\Delta E: 7.4$	A3	3L1.5	$\Delta E: 2.9$
A9	A1	2M1	$\Delta E: 12.6$	A1	1M2	$\Delta E: 6.2$	A1	2M1	$\Delta E: 5.6$
A10	A1	2M1	$\Delta E: 13.0$	A1	1M2	$\Delta E: 7.2$	D2	2M2	$\Delta E: 1.9$

Grupo B (Relyx Veneer 3M Espe)

COLOR MUESTRA	Antes de Cementar			Después de Cementar			Termociclado (3 meses)		
	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab
B1	A1	2M1	ΔE:13.4	A1	2M1	ΔE:9.8	A1	2M1	ΔE: 5.1
B2	A1	2M1	ΔE:12.1	A1	2M1	ΔE: 9.0	A1	2M1	ΔE: 7.8
B3	A1	2M1	ΔE:10.6	A1	2M1	ΔE: 8.5	A1	2M1	ΔE: 6.4
B4	A1	2M1	ΔE:11.1	A1	2M1	ΔE: 7.5	A1	2M1	ΔE: 6.0
B5	A1	2M1	ΔE:11.0	A1	2M1	ΔE: 7.8	A1	2M1	ΔE: 8.4
B6	A1	2M1	ΔE:11.7	A1	2M1	ΔE: 8.0	B2	2M2	ΔE: 2.6
B7	A1	2M1	ΔE:12.5	A1	2M1	ΔE: 7.4	B2	2L1.5	ΔE: 1.2
B8	A1	2M1	ΔE:12.4	A1	2M1	ΔE: 9.2	A1	2M1	ΔE: 10.5
B9	A1	2M1	ΔE:10.9	A1	2M1	ΔE: 9.3	A1	2M1	ΔE: 4.1
B10	A1	2M1	ΔE:12.2	A1	2M1	ΔE: 9.5	A1	2M1	ΔE: 10.8

Grupo C (Panavia V5 Kuraray Noritake)

COLOR MUESTRA	Antes de Cementar			Después de Cementar			Termociclado (3 meses)		
	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab	Escala Universal	Escala Vita	Escala ScieLab
C1	A1	2M1	ΔE:9.2	A1	2M1	ΔE: 8.4	B1	1M1	ΔE: 7.8
C2	A1	2M1	ΔE:11.8	A1	2M1	ΔE: 7.4	B1	0M1	ΔE: 11.7
C3	A1	2M1	ΔE:11.1	A1	2M1	ΔE:10.0	B1	0M1	ΔE: 12.5
C4	A1	2M1	ΔE:12.1	A1	2M1	ΔE: 10.8	B1	1M1	ΔE:6.5
C5	A1	2M1	ΔE:13.0	A1	2M1	ΔE: 12.1	B1	1M1	ΔE:6.0
C6	A1	2L2.5	ΔE:14.8	A1	2M1	ΔE: 11.2	B1	1M1	ΔE: 6.6
C7	A1	2M1	ΔE:12.0	A1	2M1	ΔE: 10.0	A1	2m1	ΔE: 13.3
C8	A1	2M1	ΔE:12.3	A1	2M1	ΔE: 10.5	A1	2M1	ΔE: 5.1
C9	A1	2M1	ΔE:11.2	A1	2M1	ΔE: 10.2	B1	2M1	ΔE: 7.9
C10	A1	2M1	ΔE:8.3	A1	2M1	ΔE: 9.1	C1	3M1	ΔE: 2.5

Resultados

Estadísticos descriptivos

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	10	8.40	13.40	10.6700	1.78266
Relyx Ultimate 3M Espe-Después	10	5.00	10.70	7.0600	1.73154
Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado	10	1.40	8.60	3.1100	2.26640
N válido (por lista)	10				

Informe

	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	Relyx Ultimate 3M Espe-Después	Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado
Media	10.6700	7.0600	3.1100
N	10	10	10
Desviación estándar	1.78266	1.73154	2.26640

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes - Relyx Ultimate 3M Espe- Después	3.61000	2.24026	.70843	2.00741	5.21259	5.096	9	.001

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas				t	gl	Sig. (bilateral)	
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior				Superior
Par 1	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes - Relyx Ultimate 3M Espe- Termociclado	7.5600 0	2.51935	.79669	5.75777	9.36223	9.489	9	.000

Prueba de muestras emparejadas

	Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 Relyx Ultimate 3M Espe-Después - Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado	3.95000	1.80139	.56965	2.66136	5.23864	6.934	9	.000

Informe

	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	Relyx Ultimate 3M Espe-Después	Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado	RelyxVeneer-Antes	RelyxVeneer-Después	RelyxVeneer-Termociclado	Panavia-Antes	Panavia-Después	Panavia-Termociclado
Media	10.6700	7.0600	3.1100	11.7900	8.6000	6.2900	11.5800	9.9700	7.9900
N	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Desviación estándar	1.78266	1.73154	2.26640	.88500	.87686	3.17331	1.83170	1.37036	3.47929

Informe

	Panavia-Antes	Panavia-Después	Panavia-Termociclado
Media	11.5800	9.9700	7.9900
N	10	10	10
Desviación estándar	1.83170	1.37036	3.47929

Informe

	RelyxVeneer-Antes	RelyxVeneer-Después	RelyxVeneer-Termociclado
Media	11.7900	8.6000	6.2900
N	10	10	10
Desviación estándar	.88500	.87686	3.17331

Informe

	Relyx Ultimate 3M Espe-Antes	Relyx Ultimate 3M Espe-Después	Relyx Ultimate 3M Espe-Termociclado
Media	10.6700	7.0600	3.1100
N	10	10	10
Desviación estándar	1.78266	1.73154	2.26640

Prueba de muestras emparejadas

	Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 Panavia- Antes - Panavia- Después	1.61000	1.47682	.46701	.55355	2.66645	3.447	9	.007

Prueba de muestras emparejadas

	Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 Panavia- Antes - Panavia- Termociclado	3.59000	3.66225	1.15811	.97018	6.20982	3.100	9	.013

