



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROPIEDADES FÍSICOQUÍMICAS DE UN SELLADOR DE
FOSETAS Y FISURAS MODIFICADO CON TiO_2 .

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

DAVID ABRAHAM RAMOS HERRERA

TUTOR: Dr. MIGUEL ÁNGEL ARAIZA TÉLLEZ

ASESOR: Dr. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice	
Resumen	1
Introducción:.....	2
Capítulo I Marco teórico.	3
CARIES DENTAL Y SU PREVENCIÓN.....	3
SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS (SFF).....	5
<i>Naturaleza</i>	5
<i>Uso</i>	8
<i>Tipos de selladores</i>	9
Con relleno.	10
Transparentes	11
De colores	11
Que liberan flúor	12
De ionómero de vidrio.....	13
Compómeros	15
Composites fluidos	15
CARACTERÍSTICAS DE LOS SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS	17
<i>Generalidades</i>	17
<i>Propiedades de los polímeros</i>	18
<i>Composición de los Selladores de Fosetas y Fisuras</i>	19
<i>Normatividad</i>	23
<i>Colorimetría</i>	23
Propiedades ópticas	23
Reflexión.....	24
Refracción	24
Absorción.....	24
Difusión.....	25
<i>Propiedades ópticas en los polímeros</i>	25
<i>Medición del color</i>	26
<i>Encogimiento y contracción</i>	28
TITANIO.....	30
<i>Propiedades del Titanio</i>	31

<i>Uso del Titanio en áreas biomédicas</i>	32
<i>Dióxido de Titanio</i>	32
Propiedades del Dióxido de Titanio	33
Capítulo II Diseño experimental	35
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	35
JUSTIFICACIÓN.....	35
OBJETIVOS.....	36
<i>General</i>	36
<i>Específicos</i>	36
HIPÓTESIS.....	36
<i>Trabajo</i>	36
<i>Nula</i>	36
TIPO DE ESTUDIO.....	37
VARIABLES:.....	37
<i>V. Dependiente:</i>	38
<i>V. Independiente:</i>	39
RECURSOS.....	40
<i>Materiales</i>	40
<i>Equipos</i>	40
<i>Químicos</i>	41
<i>Financieros</i>	41
<i>Humanos</i>	41
<i>Infraestructura</i>	41
Capítulo III Desarrollo Experimental.....	42
MÉTODO	42
<i>Prueba de profundidad de curado</i>	44
<i>Prueba de colorimetría</i>	46
<i>Prueba de encogimiento a la polimerización</i>	48
Fórmula para cálculo de encogimiento	52
Capítulo IV. Resultados.....	55
PROFUNDIDAD DE CURADO	55
PRUEBAS DE COLOR	58

<i>SFF 0% TiO₂</i>	60
<i>SFF 0.3% TiO₂</i>	61
<i>SFF 0.5% TiO₂</i>	62
<i>SFF 0.7% TiO₂</i>	63
CAMBIOS DIMENSIONALES POR ESTERILIZACIÓN	65
<i>SFF 0% TiO₂</i>	66
<i>SFF 0.5%TiO₂</i>	72
<i>SFF 0.7%TiO₂</i>	75
ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN.....	78
VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN	81
Capítulo V Análisis estadístico	86
PROFUNDIDAD DE CURADO	86
CAMBIO DE COLOR	88
CAMBIOS DIMENSIONALES	90
ENCOGIMIENTO A LA POLIMERIZACIÓN.....	91
VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN	93
Capítulo VI.- Discusión	95
Capítulo VII.- Conclusiones	99
Referencias Bibliográficas.....	100

Índice de figuras.

Figura 1.- Dificultad de limpieza en el fondo de la fisura.....	4
Figura 2.- Diferentes formas de fisuras clasificadas por Nagano, altamente susceptibles al desarrollo de caries.....	5
Figura 3.- Sellado de fasetas y fisuras.	8
Figura 4.- (A) (B) Variaciones anatómicas en dos primeros molares inferiores permanentes con alta susceptibilidad al desarrollo de caries.	8
Figura 5.- Sellador fotopolimerizable a base de resina	10
Figura 6.- Sellador de fasetas y fisuras transparente.	11
Figura 7.- Sellador de fasetas y fisuras (A) que es color rosa(B) al momento de su colocación..	12
Figura 8.- Sellador liberador de flúor Heliobond F de Ivoclar Vivadent®.....	13
Figura 9.- Sellador de fasetas y fisuras a base de ionómero de vidrio en un primer molar inferior permanente en proceso de erupción.	14
Figura 10.- Estructura química del monómero BisGMA	21
Figura 11.- Estructura química del monómero UDMA.....	21
Figura 12.- Estructura química del TEGDMA	22
Figura 13.- Modelo 3D de CIELAB	26
Figura 14.- Modelo 3D de HunterLab	26
Figura 15.- Escalas de la teoría Oponete de color L, a, b	27
Figura 16 Dióxido de Titanio.....	34
Figura 17.- Recursos químicos para la elaboración de los selladores experimentales.....	42
Figura 18.- Frascos ámbar para el envasado de los selladores experimentales...	43
Figura 19.-Pesado de reactivos en balanza analítica.....	43
Figura 20.- Homogeneización del sellador.....	44
Figura 21.- Equipo, instrumental y material para pruebas de profundidad de curado..	44
Figura 22.- (A, B) Llenado del molde metálico con sellador experimental.	45
Figura 23.- (A)(B) Fotopolimerizado de la muestra..	45
Figura 24.- Medición de la muestra polimerizada con vernier digital.	46
Figura 25.- Colorímetro digital y pastillas de sellador experimental.	46
Figura 26.- Colocación de la pastilla en el colorímetro para su lectura.	47
Figura 27.- Lectura del colorímetro.	47
Figura 28.- Equipo para pruebas de encogimiento.....	49
Figura 29.- Anillo de cobre de 1.24 mm.	50
Figura 30.- Peso del sellador colocado dentro del anillo.....	50
Figura 31.- Conjunto portaobjetos-sellador-cubreobjetos.....	50
Figura 32.-Fotopolimerización de la muestra.....	51

Índice de gráficas

Gráfica 1.- Pendiente para cálculos de encogimiento a la polimerización.....	52
Gráfica 2.- Valores promedio de profundidad de curado en los cuatro selladores de foseetas y fisuras.	56
Gráfica 3.- Representación de los resultados para profundidad de curado.....	57
Gráfica 4.- Representación gráfica de los valores de ΔE	59
Gráfica 5.- Representación de los resultados de cambio de color.	64
Gráfica 6.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador sin carga de TiO_2	66
Gráfica 7.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador sin carga de TiO_2	67
Gráfica 8.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0% de TiO_2	67
Gráfica 9.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0% de TiO_2	68
Gráfica 10.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.3% de TiO_2	69
Gráfica 11.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.3% de TiO_2	70
Gráfica 12.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.3% de TiO_2	70
Gráfica 13.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.3% de TiO_2	71
Gráfica 14.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.5% de TiO_2	72
Gráfica 15.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.5% de TiO_2	73
Gráfica 16.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.5% de TiO_2	73
Gráfica 17.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.5% de TiO_2	74
Gráfica 18.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.7% de TiO_2	75
Gráfica 19.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.5% de TiO_2	76
Gráfica 20.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.7% de TiO_2	76
Gráfica 21.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.7% de TiO_2	77
Gráfica 22.- Representación de los valores promedio para encogimiento a polimerización.	79
Gráfica 23.- Gráfica comparativa de encogimiento de los cuatro selladores a distintos porcentajes.....	79
Gráfica 24.- Representación de los resultados de encogimiento a la polimerización.	80

Gráfica 25.- Curvas de encogimiento (S) de los selladores probados.....	82
Gráfica 26.-Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0%TiO ₂	83
Gráfica 27.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.3%TiO ₂	83
Gráfica 28.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.5%TiO ₂	84
Gráfica 29.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.7%TiO ₂	84
Gráfica 30.- Representación de los valores de velocidad de polimerización.....	85

Índice de tablas

Tabla 1.- Propiedades químicas del Titanio	31
Tabla 2.-Propiedades químicas del dióxido de Titanio	34
Tabla 3.- Resultados de la prueba de profundidad de curado reportadas en mm de acuerdo a la norma ISO 6874.	55
Tabla 4.- Promedios de los valores $CIE L^*$, a^* , b^* antes y después del proceso de esterilizado y valor de ΔE	58
Tabla 5.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador sin carga de TiO_2	60
Tabla 6.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.3%de carga de TiO_2 ... 61	61
Tabla 7.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.5%de carga de TiO_2 ... 62	62
Tabla 8.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.7%de carga de TiO_2 ... 63	63
Tabla 9.- Promedios de los valores obtenidos en cambio dimensional en espesor antes y después del proceso de esterilización.	65
Tabla 10.- Promedios de los valores obtenidos en cambio dimensional en diámetro antes y después del proceso de esterilización.	65
Tabla 11.- Valores promedio para contracción por polimerización.	78
Tabla 12.- Valores promedio para cálculos de R_p (Velocidad de polimerización). 81	81
Tabla 13.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de profundidad de curado..... 86	86
Tabla 14.- Prueba de Tukey para profundidad de curado.	87
Tabla 15.-Análisis estadístico de ANOVA para los valores obtenidos en la prueba de cambio de color.	88
Tabla 16.- Prueba de Tukey para datos de profundidad de curado.	89
Tabla 17.- Prueba “T” de Student para valores de la prueba de cambios dimensionales.	90
Tabla 18.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de encogimiento.	91
Tabla 19 .-Prueba de Tukey para datos de encogimiento.....	92
Tabla 20.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de Velocidad de polimerización.	93
Tabla 21.- Prueba de Tukey para datos de velocidad de polimerización.	94

Resumen

Un sellador de fosetas y fisuras es un material a base de resina que evita la entrada de bacterias cariogénicas en los defectos anatómicos de la superficie de la corona dental. **Objetivo:** Conocer las propiedades fisicoquímicas de un sellador de fosetas y fisuras experimentalmente modificado con diferentes concentraciones de TiO_2 . **Método:** Se prepararon y analizaron las propiedades fisicoquímicas de cuatro selladores de fosetas y fisuras experimentales preparados usando como matrices combinaciones de Bis GMA, TEGDMA, CQR, DMPT, R-972 y Sílice, como relleno se utilizó TiO_2 en diferentes concentraciones al 0%, 0.3%, 0.5% y 0.7%. Para evaluar la profundidad de curado se determinó según norma ISO 6874, realizando 15 pruebas para cada sellador. Para evaluar el cambio de color se realizaron 5 pastillas de cada material de (5) mm de largo por (1.5) mm de grosor, sometidas a un proceso de esterilización a calor húmedo. Para evaluar el encogimiento a la polimerización se utilizó el programa Pico®, UK realizando 10 pruebas de encogimiento por cada sellador experimental. **Resultados:** En la prueba de profundidad de curado los resultados variaron entre 2.97 y 3.79 mm, los valores de los cuatro selladores estuvieron por encima de los requerimientos de la norma ISO 6874. En la prueba de cambio de color se obtuvieron cambios de ΔE considerados como "inaceptables". En la prueba de encogimiento a la polimerización el mayor encogimiento fue el sellador con 0.7% de TiO_2 , y la menor, para el sellador al 0%, inversamente la velocidad de polimerización fue más rápida para el sellador al 0.7%.

Palabras clave: Sellador, fosetas y fisuras, óxidos metálicos, dióxido de Titanio, polimerización, cambio de color, encogimiento.

Abstract.

A pit and fissure sealer is a resin-based material that prevents the entry of cariogenic bacteria into the anatomical defects of the dental crown surface. **Objective:** To know the physicochemical properties of an experimentally modified pit and fissure sealer with different concentrations of TiO_2 . **Method:** The physicochemical properties of four sealants of pits and experimental fissures prepared using combinations of Bis GMA, TEGDMA, CQR, DMPT, R-972 and Silica were prepared and analyzed. Filler used was TiO_2 in concentrations at 0%, 0.3%, 0.5% and 0.7%. To evaluate the curing depth, it was determined according to ISO 6874 standard, performing 15 tests for each sealant. To evaluate the color change, 5 tablets of each material were made (5) mm length and (1.5) mm thick, then subjected to a process of sterilization by autoclave steam. To evaluate the shrinkage to polymerization, the Pico® program was used, performing 10 shrinkage tests for each experimental sealant (N=40). **Results:** In the curing depth test the results varied between 2.97 and 3.79 mm, the values of the four sealers were above the requirements of ISO 6874. In the color change test, values of ΔE were considered as "Unacceptable." In the polymerization shrinkage test the highest shrinkage was the sealer with 0.7% TiO_2 , and the lowest, for the 0% sealant, inversely the polymerization rate was faster for the sealant at 0.7%.

Key words: Pit and fissures sealant, metallic oxides, titanium dioxide, polymerization shrinkage, color change.

Introducción:

En la actualidad, la colocación de selladores de fasetas y fisuras en Odontología, es de suma importancia principalmente en el área de Odontopediatría y Operatoria Dental ya que servirá como método preventivo ante la caries dental en dientes con características altamente susceptibles a su desarrollo por la irregular anatomía que pueden presentar, con este método preventivo se busca procurar la protección y la conservación de la función del órgano dentario.

Dentro de su composición, los selladores de fasetas y fisuras están compuestos por tres fases químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno. En las últimas décadas se ha buscado añadir diferentes moléculas a los composites como material de relleno, con el fin de mejorar sus propiedades.

Por tal motivo es imperativo realizar pruebas con diferentes moléculas para así, lograr un material idóneo para cumplir correctamente los objetivos de prevención que buscan dar los selladores de fasetas y fisuras, ya que se mantendrá en boca por un largo periodo durante el cual el sellado de los defectos anatómicos del diente será la principal prioridad.

Por lo tanto, nos dimos a la tarea de analizar las propiedades físicoquímicas de un sellador de fasetas y fisuras experimental modificado con TiO_2

Se elaboró el sellador experimental usando combinaciones de matrices de Bis GMA, TEGDMA, CQR, DMPT, R-972, Sílice y TiO_2 . Se realizaron pruebas para la determinación de valores en cuanto a encogimiento a polimerización, profundidad de curado, y cambio de color. La realización de muestras y las pruebas físicoquímicas se llevaron a cabo según la Norma ISO 6874:2015, e ISO7491. De acuerdo con los resultados obtenidos se determinó si las propiedades del sellador se modificaron y en qué grado lo hicieron.

Capítulo I Marco teórico.

CARIES DENTAL Y SU PREVENCIÓN.

La caries dental es uno de los problemas más relevantes dentro del ámbito odontológico y de la Salud Pública. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), entre el 60 a 90% de los niños del mundo presentan caries. La caries dental involucra un desequilibrio de las interacciones moleculares normales entre la superficie/subsuperficie del diente y el *biofilm* microbiano adyacente. Este desequilibrio se manifiesta a corto plazo como desmineralización acumulativa del diente que, si no se revierte, tiene el potencial de producir una cavitación en el esmalte y consecuentemente un daño colateral a la dentina y a la pulpa, culminando con la destrucción localizada de los tejidos duros del diente. La OMS la define como un proceso patológico de origen externo que se inicia después de la erupción y determina un reblandecimiento del tejido duro del diente, evolucionando hacia la formación de una cavidad.^{1,2}

Por otro lado, los cuidados dentales curativos en los países industrializados representan una significativa carga económica, donde el 5 a 10% de los gastos en Salud Pública se relacionan con la salud bucal. Los cuidados curativos son más costosos en comparación con las intervenciones preventivas y en la mayoría de los países en vías de desarrollo más del 90% de las caries se encuentran sin tratamiento.¹

Las prioridades a las que se enfoca la política de salud bucal en México son disminuir la incidencia de caries dental, las periodontopatías y el cáncer bucal, para lo cual se han diseñado diversas estrategias, como son programas de educación de salud bucal en escolares, fluoruración de la sal y agua, entre otras actividades. Pese a que existen muchos de éstos programas de prevención, actualmente la caries dental se considera como una de las enfermedades de mayor incidencia y prevalencia alrededor del mundo y se encuentra concentrada principalmente en los

grupos menos favorecidos, lo que la constituye como uno de los mayores problemas de salud pública bucal por su magnitud y trascendencia .²



Figura 1.- Dificultad de limpieza en el fondo de la fisura (Ivoclar Vivadent, 2017).³

Una de las principales tareas de los planeadores en salud es encontrar estrategias para prevenir o controlar estos problemas. Las investigaciones reportan que durante las últimas décadas la prevalencia e incidencia de caries han disminuído en algunos segmentos de la población de la mayoría de los países desarrollados y que esta tendencia se ha visto parcialmente reflejada en algunos países de América Latina y el Caribe. También mencionan que la causa más probable de la disminución en la incidencia de caries en el mundo es la instauración de programas de educación, prevención y tratamiento de esta enfermedad mediante medidas preventivas como la aplicación de selladores de fosetas y fisuras, cambios en los criterios diagnósticos y la introducción de fluoruros en diversas presentaciones. Por esto, la prevención de lesiones cariosas es considerada como una de las prioridades de salud, focalizando sus actividades en la población menor de 20 años.^{1,2} Se cree que los selladores de fosetas y fisuras, ampliamente utilizados en programas comunitarios de control de caries, son uno de los materiales más efectivos para este fin. Su importancia se debe a que las superficies oclusales de los dientes son especialmente susceptibles a la acumulación de placa bacteriana y al consecuente desarrollo de caries, debido a su irregular anatomía. Los selladores actúan

eliminando esta irregularidad, lo que dificulta la adhesión bacteriana y facilita la higiene.



Figura 2.- Diferentes formas de fisuras clasificadas por Nagano, altamente susceptibles al desarrollo de caries (Swift, 2018).⁴

SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS (SFF)

Naturaleza

Históricamente, desde hace varios años se ha buscado la prevención de las enfermedades y afecciones bucodentales, el primer intento de prevenir la caries oclusal fue mediante la aplicación de nitrato de plata en las superficies oclusales dentales tratando químicamente el biofilm con sus funciones antibacterianas contra los patógenos de caries *Streptococcus mutans* y *Actinomyces naeslundii*, fue llevado a cabo por Willoughby Miller, en 1905.^{4,5}

Posteriormente, en 1921, Hyatt introdujo la profilaxis y odontotomía de foseetas y fisuras mediante la creación de preparaciones de cavidades Clase I de dientes que se consideraron en riesgo de desarrollar caries oclusal. Esta técnica hizo que las foseetas y las fisuras fueran más anchas y luego se llenaron de amalgama para prevenir la caries oclusal.⁴

La primera comercialización de una resina fue hecha por Amalgamated de Traylo en el año de 1949 con el nombre de Sevtron Cavity Seal, la cual era una resina acrílica autopolimerizable, lamentablemente aunque era un material estético, en esa época

no se contaba con la suficiente adhesión entre sus partículas lo que hacía que no se adhiriera al diente. ^{5,6}

En 1951 Knock y Glenn, agregan cerámicos a las resinas odontológicas como material de relleno, logrando obtener una mayor consistencia y resistencia aunque siguió presentando una gran desventaja y era su poca adhesión al diente lo que hacía que se desalojara fácilmente de la cavidad o se fracturara. ⁵

Otras sustancias químicas que también se usaron para prevenir la caries oclusal es el cloruro de zinc, tratamiento realizado sin éxito. Fue en 1955 que Buonocore introdujo la técnica de grabado ácido, lo que condujo al desarrollo de selladores de fosetas y fisuras 10 años después por Cueto y Buonocore. En el último estudio, los investigadores usaron 50% de ácido fosfórico con 7% de óxido de zinc y una mezcla de cianoacrilato de metilo con cemento de silicona, como material sellante. Los resultados mostraron que la retención fue del 71% después del primer año, mientras que la reducción de caries alcanzó 87%. Sin embargo, este material sellador era susceptible a la descomposición bacteriana durante determinado tiempo y luego fue reemplazado por una resina viscosa (bisGMA).

Posteriormente, la era de las resinas modernas inició en 1962 cuando Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol – A - Glicidil Metacrilato (Bis – GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. ⁶

Éste nuevo material tenía menor coeficiente de expansión térmica, produciendo menor calor durante la polimerización.

Esta resina viscosa formó la base para el desarrollo de varios selladores y compuestos basados en resina disponibles en la actualidad. ⁶

En el año de 1966 Newman y Sharpe modifican las consistencias de Bis- GMA logrando eliminar su material de relleno cerámico, con la finalidad de obtener una menor viscosidad, misma que ayudó en la adherencia al esmalte dental. A partir de

ese gran descubrimiento de Bowen se han ido modificando las resinas basados en la agregación de la matriz orgánica (Bis-GMA); En el año de 1974 se crea UDMA (uretano de metacrilato) el cual le da una mayor viscosidad y una gran resistencia, sin embargo su mayor defecto es la contracción a la polimerización.⁵

Ese mismo año McLean y Wilson introdujeron el sellador de fosetas y fisuras a base de ionómero de vidrio. Posteriormente se introdujeron, otros materiales tales como compómeros (resinas compuestas modificadas con poliácidos) o compuestos fluidos resinosos.⁴

Fue también en esta década que se comienzan a agregar partículas más pequeñas como relleno a las resinas, lo cual dan como resultado resinas compuestas de microrrelleno con partículas entre 0.01 y 0.05 μm y a las resinas que existían en ese momento, se les agrega como materia inorgánica una canforoquinona o dicetona que se activaran mediante una luz de un rango de onda de 460nm la que dará energía para así poder romper la doble ligadura de la amina terciaria y así comenzar la polimerización, gracias a este tipo de polimerización se da conocer la fotopolimerización (polimerización mediante un fotón o luz).

A finales de 1996 aparecen resinas fluidas, éstas poseen prácticamente la misma fórmula que una resina compuesta solo que el porcentaje de vidrio será menor por lo que le otorgara menor viscosidad y por lo tanto mayor fluidez, he ahí su nombre de "resina fluida". Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a ésta.⁵

Los selladores de fosetas y fisuras son materiales a base de resina que se aplican y retienen mecánicamente a la superficie grabada del esmalte, de manera que los defectos anatómicos del diente quedan sellados y aislados del medio ambiente bucal.⁷ Con esta acción se evita la entrada de bacterias cariogénicas y sus nutrientes dentro de estas características anatómicas.⁴ Esta acción se realiza

principalmente en las superficies oclusales, logrando de esta forma un tratamiento preventivo y eficaz en contra de la caries dental. ^{7,8}

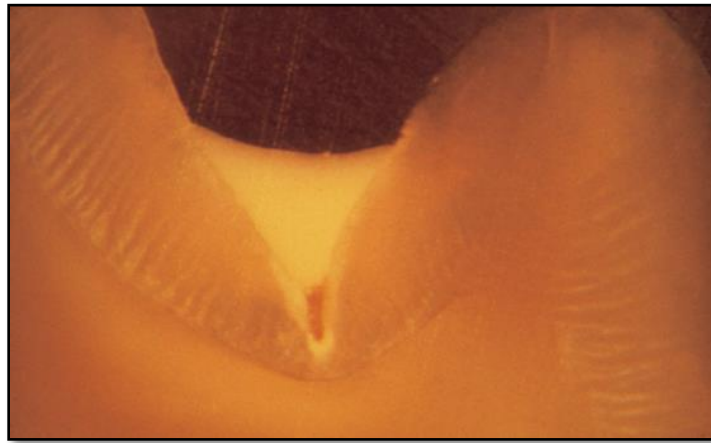


Figura 3.- Sellado de fosetas y fisuras (Ivoclar Vivadent, 2017).³

Uso

Es uno de los métodos más aceptados para prevenir la caries ya que actúan como barrera física en zonas susceptibles al desarrollo de caries⁷. Los selladores de fosetas y fisuras actúan eliminando éstas irregularidades, lo que dificulta la adhesión bacteriana y facilita la higiene principalmente en niños. ¹

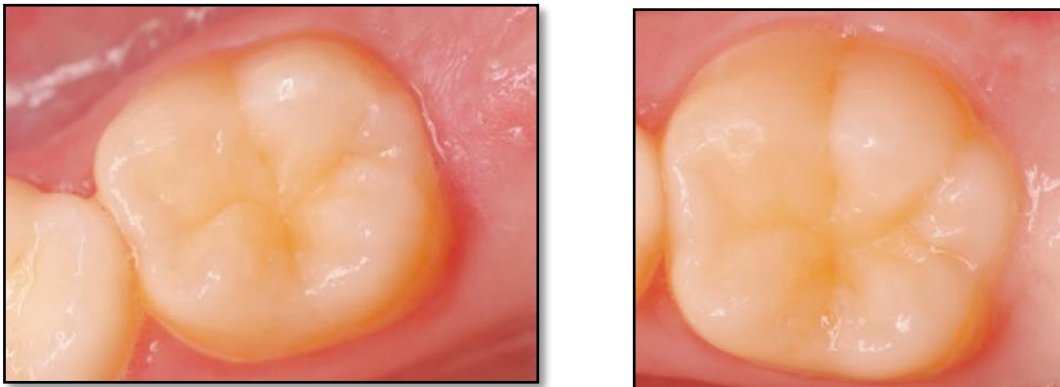


Figura 4.- (A) (B) Variaciones anatómicas en dos primeros molares inferiores permanentes con alta susceptibilidad al desarrollo de caries (Swift, 2018).⁴

Tipos de selladores

Los materiales compuestos de resina consisten en una matriz de oligómero a base de resina, como el *bisfenol A-glicidil metacrilato (bisGMA)* y un relleno inorgánico como dióxido de silicio (sílice). Un agente de acoplamiento como el silano se usa para mejorar el enlace entre estos dos componentes, un paquete de catalizador que puede controlar su velocidad. En el pasado, las resinas compuestas sufrían una contracción significativa durante el fotocurado, que se mejoró después de la adición de nuevos materiales como silorane. Las últimas resinas presentaron una polimerización de más baja contracción, en comparación con los dimetacrilatos.

Existen diferentes tipos de selladores disponibles en el mercado, desde sin material de relleno, hasta parcialmente rellenos, pueden ser opacos, de transparente a blanco u otros colores, polimerizado químicamente o mediante fotopolimerizado, que contienen flúor o no.^{9,10}

Los selladores fotopolimerizables son el material de elección con tiempo de trabajo reducido, polimerización más profunda y menor coeficiente de expansión térmica especialmente cuando esto es hecho por los modernos dispositivos de lámparas de fotopolimerizado LED.¹¹

La eficacia de los selladores a base de resina está relacionada con su retención, en la mayoría de los reportes en la literatura lo mencionan como buena cuando se compara con un control sin sellador. A los 12 y 24 meses de seguimiento, los selladores de foseas y fisuras de resina se retuvo completamente en promedio en el 80% de los casos, mientras que esta tasa se mantuvo en 70% incluso después de 48-54 meses. La efectividad de los selladores basados en resina está relacionada con su retención y capacidad de sellar totalmente los defectos estructurales del diente.¹²



Figura 5.- Sellador fotopolimerizable a base de resina (Ivoclar Vivadent, 2017).³

Con relleno.

En un intento por mejorar el desgaste abrasivo que sufren los selladores con el tiempo, se han agregado partículas de relleno tales como fluoruro de sodio, zirconia o silicio en el material. Pero la penetración y retención del sellador en las fisuras son inversamente proporcionales a la viscosidad, lo que significa que una resina sin material de relleno es más delgada y penetra más profundo en las fosetas y fisuras, y tal vez sea mejor aplicado y retenido que un material con relleno o parcialmente relleno (como un sellador relleno o un compuesto de resina fluida).¹³

Otra cuestión de la presencia o no de rellenos en selladores se relaciona con el ajuste oclusal. El sellador sin relleno se erosionará rápidamente, por lo general dentro de las 24-48 h, si se deja alguna interferencia en la oclusión. Tilliss et al. (1992) descubrieron que la oclusión debe controlarse de forma rutinaria y, si es necesario, ajustarse inmediatamente después de la colocación de un sellador con relleno. Por lo tanto, el ajuste oclusal se considera como una parte rutinaria del procedimiento de aplicación de selladores de fosetas y fisuras de materiales rellenos. Este elemento debe ser considerado seriamente en especial cuando se brinda tratamiento dental a un paciente joven.¹⁴

Transparentes

Inicialmente, todos los selladores de foseetas y fisuras eran transparentes hasta 1977 cuando se introdujo en el mercado estadounidense el primer sellador opaco blanco (3M Concise White Sealant). Con este sellador resultaba más fácil verificar la colocación correcta contra los productos transparentes cuando se aplicaba en la superficie dental, de igual manera resultaba más sencillo evaluar su retención en las sesiones de seguimiento que un producto transparente. Sin embargo podría argumentarse que el uso de un sellador de color opaco dificulta el examen de seguimiento en el caso de fisuras selladas en lesiones cariosas incipientes donde no se ha realizado odontotomía de las foseetas. Sin embargo, la aplicación de sellador sobre foseetas cariadas no ha indicado ninguna causa de preocupación cuando se aplica sellante a una lesión incipiente o una fisura manchada.¹⁴



Figura 6.-Sellador de foseetas y fisuras transparente (Swift, 2018).⁴

De colores

Se han introducido recientemente selladores de foseetas y fisuras a base de resina de colores. Estos productos cambian su color durante la fase de fotopolimerizado o polimerización que para facilitar su correcta aplicación sobre la superficie del diente como Clinpro Sealant (3M ESPE) y Helioseal Clear Chroma (Ivoclar Vivadent), respectivamente. El primero tiene un color rosa que gradualmente se convierte en blanco opaco después de haber estado expuesto a un haz de luz visible, mientras que el color de la segunda cambia de claro a verde durante la polimerización. Aunque el cambio en el color después de la exposición en luz visible apunta a

obtener una aplicación de sellador mejor y más fácil , esta propiedad desaparece durante el período de seguimiento, lo que hace que alguien se pregunte sobre la utilidad de este cambio de color.^{4,14}

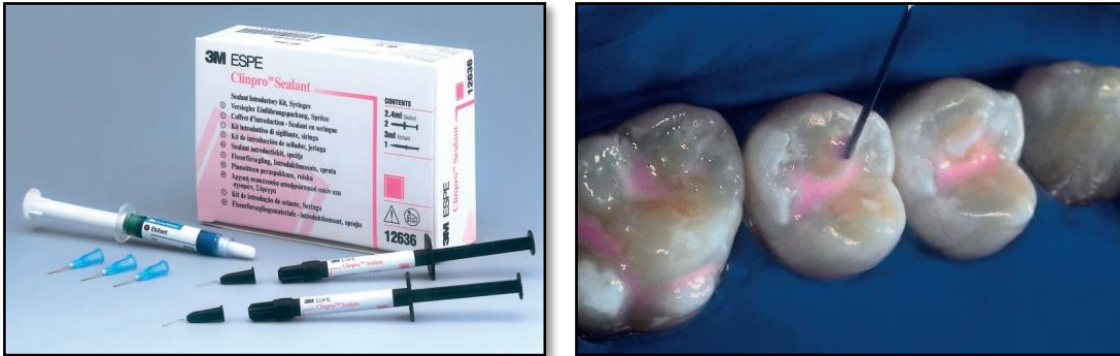


Figura 7.- Sellador de fosetas y fisuras (A) que es color rosa(B) al momento de su colocación. (Clinpro Sealant 3M ESPE®) (3M ESPE, 2002).¹⁵

Que liberan flúor

Las propiedades preventivas de la caries de los selladores se atribuyen a la barrera mecánica de las fosetas y fisuras a la colonización y crecimiento bacteriano. El papel del flúor liberado de los materiales dentales en la prevención de la caries se ha estudiado en la literatura basada en el aspecto de que el suministro frecuente de flúor a baja concentración disminuye la desmineralización del esmalte y acelera el proceso de remineralización ¹⁶

Los selladores de fosetas y fisuras liberadores de flúor, que están disponibles en el mercado, contienen sal de fluoruro insoluble como fluoruro de sodio (NaF) o un relleno de vidrio liberador de flúor. Los cementos de ionómero de vidrio (CIV) han demostrado liberar fluoruro lentamente durante un período de tiempo en el esmalte circundante, produciendo efectos cariostáticos.^{14,16}

La literatura indica que la cantidad máxima de flúor se libera durante las primeras 24 h después de la aplicación del sellador, y esta disminuye gradualmente. ¹⁷

Los estudios han demostrado que la liberación de fluoruro del ionómero de vidrio fue mayor en comparación con las resinas. En cuanto a la retención de los selladores que contiene flúor, parece ser comparable a los selladores

convencionales de resina para fasetas y fosas. El desgaste del material a lo largo del tiempo puede estar implicado en esta reacción debido a la liberación de flúor en la cavidad oral. ¹⁴

Por lo tanto, no hay evidencia basada en la literatura para respaldar la elección de usar un sellador sobre otro debido a su contenido de fluoruro. Se debe tener en cuenta que el entorno oral y el método apropiado de selladores de aplicación también son factores determinantes para la reducción de la microfiltración que puede conducir a la formación de caries. Sin embargo, son necesarios más ensayos clínicos a largo plazo en pacientes con diversos niveles de riesgo de caries para determinar la importancia clínica del flúor en el sellador de fasetas y fisuras que contiene flúor en la prevención de caries.⁴



Figura 8.- Sellador liberador de flúor Helioseal F de Ivoclar Vivadent® (Ivoclar Vivadent, 2017).³

De ionómero de vidrio

Los selladores de ionómero de vidrio (SIV) fueron introducidos en 1974 por McLean y Wilson basados en la capacidad del material para unirse químicamente al esmalte y dentina, y la liberación activa de F⁺ en el esmalte circundante. Desde entonces, estudios sobre estos selladores han sido realizados por varios investigadores, pero con hallazgos contradictorios.⁴

Todos los ionómeros de vidrio contienen un vidrio básico y un líquido de polímero ácido, que se establece mediante una reacción de base ácida. El polímero es un ionómero que contiene una pequeña proporción de 5 a 10% de grupos iónicos sustituidos. A partir de esta reacción, se liberan iones de aluminio, sodio, calcio y flúor. Estos iones reaccionan con los productos poliácidos formando calcio

policarboxilato en la etapa inicial y el aluminio policarboxilato en una etapa posterior⁴.

El ionómero de vidrio presenta resistencia reducida en flexión, abrasión y corrosión, mientras que su principal desventaja ha sido la retención inadecuada. En un intento por mejorar las propiedades del material, HEMA (2-hidro-etil-metacrílico), se añadió fotocatalizador a los tapones de ionómero de vidrio y a los selladores de fisuras. Sin embargo, también resintieron las desventajas de las resinas, como el ajuste de la contracción, la sensibilidad de la técnica y la liberación de monómeros en la cavidad oral. Los selladores de ionómero de vidrio tienen una apariencia más opaca y acumulan más manchas que los de resina.⁴

Debido a sus propiedades hidrofílicas, se ha sugerido la aplicación de selladores de fosetas y fisuras de ionómero de vidrio como un método alternativo para sellar molares permanentes durante la erupción cuando no se puede lograr un control adecuado de la humedad.¹⁸



Figura 9.- Sellador de fosetas y fisuras a base de ionómero de vidrio en un primer molar inferior permanente en proceso de erupción (Swift, 2018).⁴

Aunque los hallazgos de la literatura sobre la superioridad del ionómero de vidrio sobre los selladores de resina son contradictorios, los segundos todavía se consideran el material de elección para sellar fosetas y fisuras debido a las mejores propiedades del material. Los selladores de ionómero de vidrio se pueden colocar

en los molares permanentes parcialmente erupcionados cuando el control de la humedad es difícil, especialmente en pacientes con alto riesgo de caries. ⁴

Compómeros

Durante las últimas décadas, también se han sugerido otros materiales además de la resina y el ionómero de vidrio para selladores como el compómero de ionómero de vidrio modificado con resina o resinas compuestas fluidas. Las ventajas de estos materiales son buena fluidez y baja viscosidad, mientras que la microfiltración, la resistencia a la fractura y el desgaste siguen siendo problemas graves. Las resinas compuestas modificadas con poliácidos, conocidas como compómeros, se introdujeron a principios de la década de 1990 y se presentaron como un nuevo material dental diseñado para combinar la estética de las resinas compuestas tradicionales con la liberación y adhesión de cementos de ionómero de vidrio. El nombre fue dado debido a sus dos materiales "parentales", el "*compo*" proveniente de composite y "*mer*" de ionómero. El término resina compuesta modificada con poliácidos se propuso originalmente para estos materiales en 1994 y ha sido ampliamente adoptado por fabricantes e investigadores.¹⁹

Los compómeros son fundamentalmente hidrófobos, y carecen de la capacidad de unirse a los tejidos del diente, mientras que sus niveles de liberación de flúor son significativamente más bajos que los de los cementos de ionómero de vidrio. De hecho, este material tiene varias propiedades similares con la resina compuesta con algunos elementos de ionómero de vidrio. También han sido utilizados ampliamente como selladores de fisuras.⁴

Composites fluidos

A medida que aumenta el contenido de relleno de la resina compuesta, aumenta la resistencia al desgaste en comparación con las resinas sin relleno. Las resinas compuestas fluidas también pueden penetrar fácilmente en fisuras superficiales o anchas, su uso como material de sellado de fisuras parece lógico. En un estudio reciente, Asefi y colaboradores llegaron a la conclusión de que las resinas compuestas fluidas son un buen material para el sellado alternativo debido a su mayor resistencia al desgaste, mayor durabilidad e impacto en la reducción de

gastos del consultorio y en pacientes. Sin embargo, se necesitan más ensayos clínicos sobre el efecto preventivo de la caries y la longevidad de estos materiales.²⁰

CARACTERÍSTICAS DE LOS SELLADORES DE FOSETAS Y FISURAS

Generalidades

Se denomina polímero a una estructura formada por la unión repetida de una o varias moléculas, estas moléculas que se combinan para formar el polímero reciben el nombre de monómeros, y las reacciones a través de las cuales tiene lugar dicha formación se llaman polimerización. Cuando se parte de un solo tipo de molécula se habla de homopolimerización y de homopolímero, mientras que cuando son dos o más secuencias las que se repiten en la cadena se habla de copolimerización, comonómeros y copolímeros. Existen muchos métodos para clasificar los polímeros. Atendiendo a su comportamiento frente a la temperatura, puede hablarse de polímeros termoestables o termoplásticos. Los polímeros termoplásticos son aquellos que se funden al calentarlos, pudiendo ser moldeados, y solidifican al enfriarlos. Los termoestables, por su parte, no funden al calentarlos, pero por encima de determinada temperatura descomponen irreversiblemente. Los termoplásticos son esencialmente polímeros lineales o ligeramente ramificados, mientras que los termoestables son materiales entrecruzados, formados por una red tridimensional de enlaces covalentes. Otra clasificación se basa en la naturaleza de las reacciones químicas empleadas en la polimerización, según la cual los dos grupos principales serían los polímeros por condensación y por adición. Los polímeros por condensación se preparan a partir de monómeros donde la reacción que tiene lugar viene acompañada de la pérdida de alguna pequeña molécula, tal como el agua. En este tipo de polímero, la unidad repetición (parte de la cadena que se repite) difiere de los monómeros en esa pequeña parte perdida.²¹

Los polímeros por adición se forman por una reacción de adición a un monómero insaturado, de modo que la unidad estructural de repetición tiene la misma composición que la del monómero de partida. El grupo más importante de este tipo de polímeros son los formados a partir de monómeros con doble enlace $C=C$.²¹

Propiedades de los polímeros

Todas las propiedades de los polímeros: mecánicas, térmicas, químicas, ópticas, etc. están determinadas por las características de su estructura molecular, entre las cuales se encuentran:

- ✓ **Peso molecular:** depende del número de unidades de repetición en la cadena polimérica. Normalmente, en una cantidad de polímero, las cadenas son de distinta longitud y se habla de distinto grado de polimerización (número de veces que un mismo monómero se repite en una cadena).
- ✓ **Distribución de peso molecular:** el valor medio del peso molecular está relacionado con el grado de polimerización, de modo que conociendo la distribución de pesos moleculares se puede obtener la frecuencia con la que ocurre un cierto grado de polimerización.
- ✓ **Grado de ramificación:** es el número de cadenas unidas a la cadena principal como consecuencia de reacciones secundarias o número de monómeros con 3 enlaces covalentes. Por lo general, un aumento de la ramificación provoca una disminución del punto de transición vítrea (T_g), siempre que no intervenga ningún otro factor, una disminución de la viscosidad intrínseca y un aumento de la solubilidad del polímero.
- ✓ **Grado de entrecruzamiento:** representa el número de puntos de unión por cadena primaria a través de los cuales se unen varias cadenas, de igual o diferente naturaleza, para formar redes tridimensionales. Los polímeros altamente entrecruzados presentan insolubilidad e infusibilidad.
- ✓ **Polaridad de las cadenas poliméricas:** cuando los monómeros son moléculas con grupos polares, se originan fuerzas secundarias, afectando a la cohesión molecular y a las propiedades termodinámicas, al punto de fusión, la energía de cohesión o a la solubilidad.

- ✓ Flexibilidad de las cadenas poliméricas: capacidad que tiene la estructura de la cadena polimérica para rotar.
- ✓ Cristalinidad: ordenamiento molecular uniforme y compacto. La esferulita es la forma cristalina básica de las cadenas moleculares de los polímeros. Las esferulitas se repiten en mayor o menor extensión en la matriz polimérica, el resto mantiene un estado amorfo.
- ✓ Orientación de las cadenas polimérica: representa la alineación de las cadenas poliméricas, aunque está asociada a estructuras cristalinas, también se da en materiales amorfos.

No obstante, es poco frecuente que los polímeros se comercialicen en estado puro. Por lo general, los materiales poliméricos contienen en su composición una serie de aditivos (lubricantes, agentes tixotrópicos, plastificantes, cargas reforzantes, estabilizantes contra la radiación UV, espumantes, retardadores de llama, etc.), añadidos durante el procesado, para cambiar y/o mejorar las propiedades de los mismos, como pueden ser el color, propiedades mecánicas, reológicas y térmicas, entre otras.²¹

Composición de los Selladores de Fosetas y Fisuras

Los selladores de fosetas y fisuras están compuestos por tres fases químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).²²

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un compuesto, el peróxido de

benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetilmetilanilina CEMA); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo.²²

El sistema de monómeros es considerado la parte más importante de resina compuesta. El Bis-GMA, es el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano que integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v).²²

El Bis-GMA, 2,2-bis [p-(20-hydroxy-30-metacriloxipropoxi) fenil] propano, es ampliamente utilizado como monómero de base en materiales dentales poliméricos, para compuestos de restauración, adhesivos y selladores de foseas y fisuras, Este monómero, también se usa como un monómero matriz de vinilo comercial para compuestos estructurales, se sintetiza al reaccionar metacrilato de glicidilo con bisfenol A, o alternativamente, haciendo reaccionar el éter diglicídico del bisfenol A y ácido metacrílico.²³

La estructura del producto principal de estas reacciones de adición, asignadas al acrónimo Bis-GMA

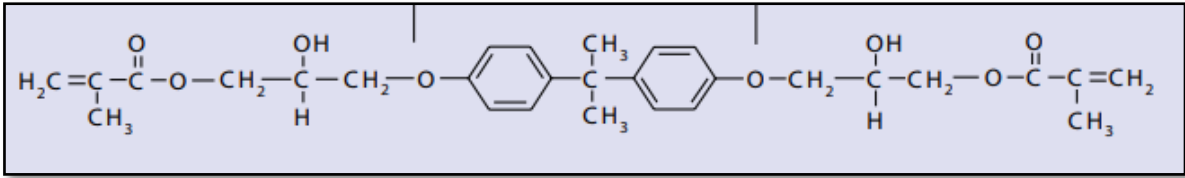


Figura 10.- Estructura química del monómero BisGMA (Chetan AK, et.al.) 2003)²³

Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Para disminuir su alta viscosidad y facilitar el proceso de fabricación y manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).²⁴

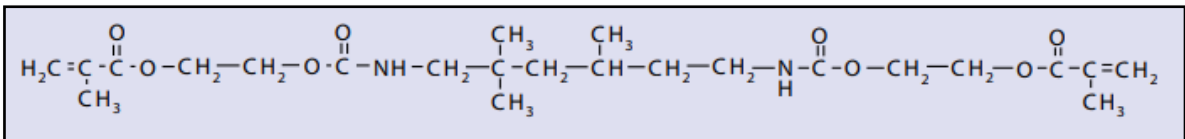


Figura 11.- Estructura química del monómero UDMA. (Chetan AK, et.al.) ²³

Las ventajas de usar Bis-GMA en comparación con los monómeros dentales de menor tamaño, como el metacrilato de metilo, incluyen menor volatilidad y difusividad en los tejidos y la formación de polímeros de módulos superiores con menor volumen de contracción. Estas propiedades deseables de Bis-GMA se niegan parcialmente por su viscosidad relativamente alta y baja conversión de vinilo en condiciones de polimerización ambiental. Para superar estas deficiencias, se necesita un monómero menos viscoso como comonómero diluyente; como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) éste se usa con frecuencia para lograr una resina dental de viscosidad viable. Desafortunadamente, la adición de co-

monómeros diluyentes de tamaño más pequeño como TEGDMA, mientras aumenta la conversión de vinilo también aumenta la contracción de la polimerización y contribuye al desarrollo de sitios de estrés entre el composite y la estructura del diente, lo que genera interfases que pueden promover la microfiltración. Sin embargo, se ha reportado que la hidrofiliidad y la penetrabilidad relativamente altas de TEGDMA en los tejidos, plantea problemas de biocompatibilidad, y estudios recientes han sugerido que TEGDMA debe reemplazarse por monómeros más grandes, más hidrofóbicos y biocompatibles. Además, los grupos hidroxilo de Bis-GMA son una fuente principal no solo de la alta viscosidad de este monómero sino que también contribuyen significativamente a la absorción de agua relativamente alta de las matrices poliméricas basadas en Bis-GMA. Ésta absorción excesiva de agua puede tener efectos adversos sobre las propiedades de los compuestos dentales por plastificación de las matrices por agua y también promoviendo posibles reacciones degradativas hidrolíticas.

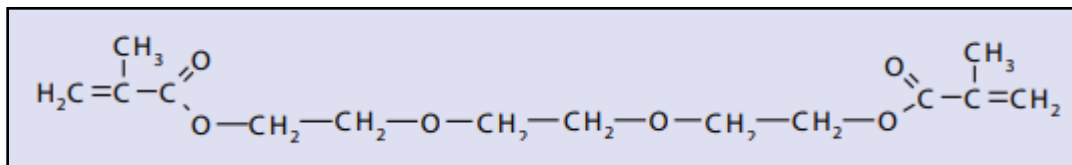


Figura 12.- Estructura química del TEGDMA(Chetan AK, et.al.).²³

Por su parte, la fase dispersa está integrada por un grupo de sustancias que se encuentran dispersas en la matriz orgánica en forma de partículas, filamentos o incluso fibras del que dependen, las propiedades físicas y mecánicas del sellador. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida sus propiedades mecánicas. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, sea un objetivo fundamental. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética.²⁴⁻²⁶

Normatividad

Los selladores de fasetas y fisuras se rigen por los criterios internacionales por la Organización Internacional para la Estandarización, norma ISO 6874 “Selladores de Fasetas y Fisuras a base de polímeros” en la cual señala los requerimientos de calidad que deben cubrir las pruebas para selladores de Fasetas y Fisuras tipo 1 y 2, correspondientes a:

- *Tiempo de trabajo*: Al realizar la prueba de tiempo de trabajo, los resultados tendrán que ser iguales y superiores a 40 segundos, en este caso se considera que el material cumple con el requisito en la manipulación.²⁷
- *Tiempo de fraguado*: Al realizar las muestras, esperando su fraguado, si los tiempos obtenidos son iguales o inferiores a 5 minutos, se considera que el material cumple con el requisito del tiempo óptimo de endurecimiento.²⁷
- *Profundidad al curado*: Al realizar la prueba de profundidad de curado, si los valores son mayores a 1.5 mm, el material cumple el requisito. Si uno o más valores son inferiores a la medida indicada, el material falla en el requerimiento de la norma.²⁷

Colorimetría

Propiedades ópticas

La colorimetría es la ciencia y técnicas relativas al color, considerando todos sus aspectos, algunos de los cuales son: sistemas y códigos de color, descripción de los fenómenos físico-químicos y perceptuales relativos al color, evaluación de diferencias de color, reproducción del color, formulación de color, etc.

El color y todos los fenómenos relativos al color que podemos observar tienen su origen en la interacción entre la luz visible (longitud de onda entre 400 y 700 nm) y el material con color. Las propiedades físicas y ópticas fundamentales de los materiales colorantes son sus capacidades de absorción y difusión de luz. Los pigmentos blancos tienen muy poca capacidad de absorción de luz, en comparación

con la difusión; al contrario que los pigmentos negros, cuya absorción de luz es mucho mayor que la difusión.^{21,28}

Básicamente, los fenómenos físicos que se derivan de la interacción entre la luz y la materia son:

1. Reflexión
2. Refracción
3. Absorción
4. Difusión

Reflexión

El término reflexión hace referencia a todos los procesos de interacción entre la luz y la materia en los cuales los fotones son devueltos hacia el hemisferio de la luz incidente. Podemos distinguir dos tipos de reflexión: reflexión especular (que se produce sobre superficies lisas, donde las irregularidades son pequeñas en comparación con la longitud de onda de la luz incidente), y la reflexión difusa (que tiene lugar sobre superficies rugosas). Un haz de luz que incide sobre una superficie lisa se re-emite como un rayo bien definido, mientras que sobre una superficie rugosa se re-emite como una multitud de rayos que emergen en diferentes direcciones.²⁸

Refracción

La refracción son los cambios de dirección de un rayo de luz cuando atraviesa un medio en el que la velocidad de la luz es diferente. De modo que se define el índice de refracción de un medio dado como la relación entre la velocidad de la luz en un medio vacío y la velocidad de la luz en el medio.²⁸

Absorción

La absorción de luz se refiere a los procesos que reducen la intensidad de un rayo de luz cuando interacciona con la materia. La absorción implica transformar la energía de la radiación en algún otro tipo de energía.²⁸

Difusión

El término difusión de luz hace referencia a los procesos físicos que desvían los fotones en distintas direcciones. Este fenómeno suele estar originado por variaciones locales del índice de refracción del medio dentro de un medio heterogéneo.²⁸

Propiedades ópticas en los polímeros

En cuanto a las propiedades ópticas, los polímeros amorfos son transparentes, mientras que los cristalinos son opacos. Las zonas cristalinas dispersan la luz, evitando así su libre transmisión, dando lugar a translucidez u opacidad excepto cuando se orientan o se tratan secciones muy finas. Por el contrario, en los polímeros amorfos el empaquetamiento al azar de las moléculas no causa una difracción de la luz importante, permitiendo una transparencia muy buena y una transmitancia a la luz que puede ser superior al 90%.²⁸

Medición del color

CIE 1977 L^* , a^* , b^* (CIELAB) (Figura 13) y Hunter L^* , a^* , b^* (Figura 14) son escalas de color basadas en la Teoría Oponente del Color (Figura 15). Esta teoría asume que los receptores del ojo humano perciben el color según los siguientes pares de opuestos.²⁹

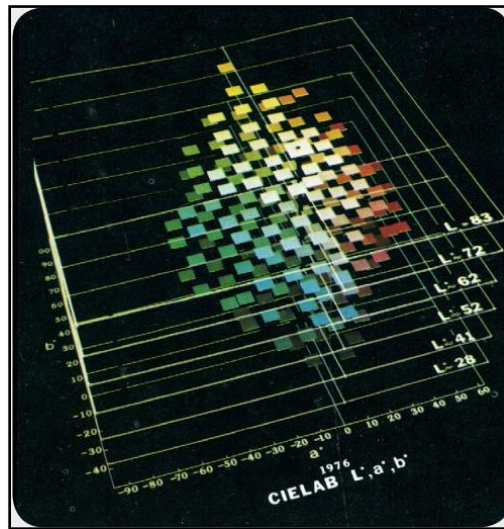


Figura 13.- Modelo 3D de CIELAB (Hunter L, 2008.)²⁹

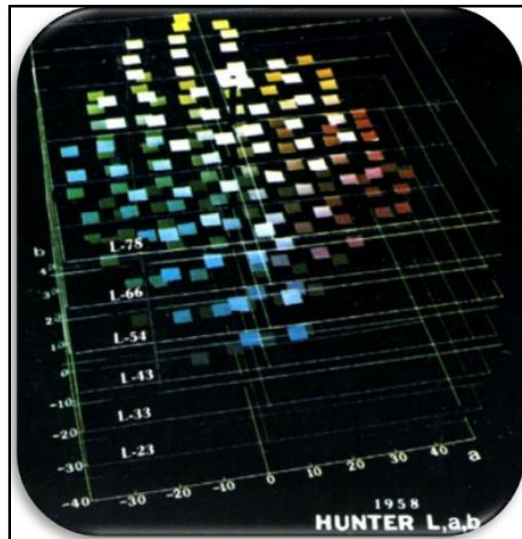


Figura 14.- Modelo 3D de HunterLab (Hunter L, 2008.)²⁹

* Escala *L*: Luz contra oscuridad donde un número bajo (0-50) indicará oscuridad, mientras que un número alto (51-100) indicará Luz

* Escala *a*: Rojo contra verde donde un número positivo indicará rojo y un número negativo indicará verde.

* Escala *b*: Amarillo contra azul donde un número positivo indicará amarillo y un número negativo indicará azul.

Estos tres valores son necesarios para evaluar por completo el color de un objeto.

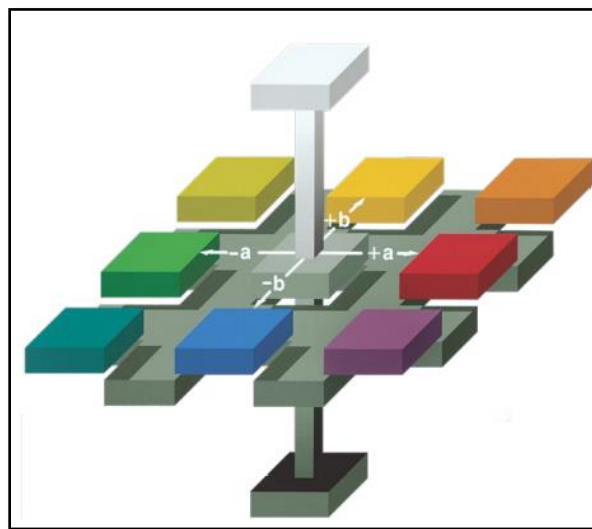


Figura 15.- Escalas de la teoría Oponete de color L, a, b (Hunter L, 2008.)²⁹

Los valores de delta (ΔL , Δa y Δb) indicarán la diferencia que hay entre dos muestras en los ejes *L*, *a* y *b*. Los valores de ΔL , Δa y Δb son comúnmente usados en controles de calidad y ajustes de fórmulas. Los valores de delta fuera de la tolerancia, indicarán que hay mucha diferencia entre la muestra control y la muestra experimental.

A ΔE se le conoce como la diferencia entre dos eventos de la misma muestra o lo que es lo mismo el error delta o "delta e". "Delta" significa diferencia y "e" viene del alemán Empfindung o Sensación, por lo tanto se traduce como "diferencia de sensación" a dos colores expuestos. Existen varias fórmulas para obtener ΔE , siendo la más sencilla y común la siguiente ^{29,30}

$$\Delta E = \sqrt{(L_i - L_f)^2 + (a_i - a_f)^2 + (b_i - b_f)^2}$$

ΔE no nos indicará qué parámetro, si L , a o b , está fuera de la tolerancia. En algunos casos, inclusive ΔL , Δa , y Δb estarán fuera de la tolerancia pero ΔE estará dentro del rango.³⁰

Cuando el valor de ΔE entre dos colores es de 0, se puede describir como "perfecto"; un valor de 0.5 a 1.5 significará "excelente"; valores de 1 a 2 serán descritos como "bueno"; de 2 a 3.5 la diferencia de colores será "clínicamente perceptible"; y valores >3.5 serán "inaceptables".³⁰

Encogimiento y contracción

El encogimiento se define como la disminución gradual del volumen. La polimerización está acompañada por una contracción volumétrica, de 1.5 a 5%, que ocasiona el desarrollo de un esfuerzo interno, la contracción y el esfuerzo generados en las resinas dentales durante la polimerización son los principales problemas presentados en la odontología adhesiva, ya que interfieren en la integridad del diente, creando una interfase diente-restauración. La acumulación de esfuerzo es mayor en esta interfase y puede producir formación de espacios en el margen.³¹

La reacción química en la polimerización de los composites, involucra el rompimiento de los enlaces dobles carbono-carbono para formar cadenas poliméricas con carbonos unidos por enlaces simples. La contracción por polimerización de los monómeros se debe a la conversión de fuerzas intermoleculares denominadas de Van der Waals en enlaces covalentes simples durante la polimerización. Por lo tanto, el encogimiento es la consecuencia de la reacción de polimerización.³²

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria odontológica ha probado gran variedad de monómeros que han mostrado su

capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización. No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de composites dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA/UEDMA/TEGDMA.²²

TITANIO

El Titanio es un elemento de transición, clasificado como un metal ligero por su densidad de 4.51 g.cm^3 por su excelente relación entre su resistencia mecánica y su densidad, no se encuentra en la naturaleza en estado puro ni en grandes cantidades, sino en forma de óxidos, por tanto, es la dificultad y alto coste de extracción y procesado lo que provoca el elevado precio del producto final.³³

El Titanio está presente en la corteza terrestre a un nivel de aproximadamente 0.6% y es por lo tanto el cuarto metal estructural más abundante después del aluminio, hierro y magnesio. Las fuentes minerales más importantes son la ilmenita (FeTiO_3) y el rutilo (TiO_2).

La primera sospecha de un elemento nuevo y desconocido estuvo presente en una arena oscura y magnética (ilmenita) en Cornwall, Reino Unido, que fue estudiada en 1791 por Gregor, un clérigo y mineralogista aficionado. En 1795, Klaproth, un químico alemán, analizó el rutilo de Hungría e identificó un óxido de un elemento desconocido, el mismo que era reportado por Gregor. Klaproth, lo nombró el elemento Titanio después de los Titanes, los poderosos hijos de la tierra en la mitología griega.³⁴

El interés en las propiedades del titanio comenzó después de la Segunda Guerra Mundial a fines de la década de 1940 y principios de los 50. Especialmente en los Estados Unidos, los principales programas patrocinados por el Gobierno de los Estados Unidos llevaron a la instalación de plantas de producción de esponja de titanio de gran capacidad. La producción de esponjas comenzó en 1951 en el Reino Unido en la División de Metales de la Industria Química Imperial, convirtiéndose en el principal productor europeo de Titanio. En Francia, la esponja de titanio se produjo durante varios años, pero se suspendió en 1963. En Japón, la producción de esponjas comenzó en 1952 y dos compañías, *Osaka Titanium* y *Toho Titanium*, tenían capacidades relativamente grandes en 1954. La Unión Soviética comenzó la producción de esponjas en 1954 y aumentó dramáticamente su capacidad. En 1979, la Unión Soviética se convirtió en el mayor productor mundial de esponjas de titanio.

Refleja casi toda la luz, incluso la ultravioleta. La que no refleja la absorbe. Acelera las reacciones químicas provocadas por la luz.³³

Presenta alta resistencia a la corrosión, ya que soporta el ataque a los ácidos inorgánicos. Sin embargo, reacciona rápidamente con el oxígeno, nitrógeno, hidrógeno y carbono, dicha reactividad depende mucho de la temperatura.^{33,35}

Estas características hacen que este material sea idóneo para aplicaciones en el sector aeroespacial, en la industria química, prótesis articulares, implantes dentales y algunas otras aplicaciones en la medicina.^{33,35} En la tabla 1 se encuentran las propiedades químicas del Titanio.

Propiedades del Titanio

Número atómico	22
Peso atómico	47.90
Volumen atómico	10.6 cm ³ /mol
Radio covalente	1,32 Å = 0,132 nm
Densidad	4,51 g/cm ³
Punto de fusión	1668 ± 10 °C
Punto de ebullición	3260°C
Calor específico	522 J/kgK
Conductividad térmica	11.44 W/mK
Calor latente de fusión	440 kJ/kg
Calor latente de vaporización	9.83 MJ/kg
Dureza	100 HV
Resistencia a tracción	240 MPa
Módulo de elasticidad	115 GPa - 120 GPa
Coefficiente de Poisson	0.33 – 0.361
Coefficiente de expansión térmica	8.41·10 ⁻⁶ °C ⁻¹
Conductividad eléctrica	3% IACS* (donde Cu=100% IACS*)
Resistividad eléctrica	420 nWm

Tabla 1.- Propiedades químicas del Titanio

Uso del Titanio en áreas biomédicas

El uso de Titanio en el campo biomédico se ha convertido en un área bien establecida porque el Titanio cumple con los requisitos de propiedades mejor que cualquier otro material competidor (aceros inoxidable, aleaciones de CoCr, niobio CP y tántalo CP). Las propiedades que son de interés para aplicaciones biomédicas son resistencia a la corrosión, biocompatibilidad, bioadhesión (crecimiento interno del hueso), módulo de elasticidad, resistencia a la fatiga, y buena procesabilidad, incluida la unión y la fundición.³⁴

Especialmente la excelente resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad hacen que el Titanio sea el material de elección. Incluso el precio del titanio, que normalmente es el inconveniente de su aplicación, es solo ligeramente mayor en comparación con las aleaciones de CoCr y los tipos de acero inoxidable utilizados. Comparado con CP niobio y CP tántalo, el precio del Titanio es mucho más bajo.

Existen numerosos dispositivos médicos diferentes que usan materiales de titanio, como placas óseas, tornillos, implantes de articulaciones de la cadera, stents, válvulas cardíacas y varios otros tipos de accesorios también utilizados en el área dental.

En el área biomédica se utilizan tres grupos de Titanio (Titanio CP, aleaciones de titanio $\alpha + \beta$ y aleaciones de Titanio β). Además, hay dispositivos que usan aleaciones con memoria de forma basadas en el compuesto NiTi. Tradicionalmente, el Titanio CP y la aleación Ti-6Al-4V fueron los primeros materiales de Titanio utilizados para aplicaciones biomédicas e incluso hoy en día estos dos materiales se utilizan en la mayoría de las aplicaciones. Debido a la sospecha de problemas de toxicidad a largo plazo con vanadio, las aleaciones $\alpha + \beta$ Ti-5Al

Dióxido de Titanio

El dióxido de Titanio, TiO_2 , presenta cuatro fases cristalinas: rutilo (estructura tetragonal), anatasa (estructura octaédrica), brookita (estructura ortorrómbica) y una de alta presión del tipo α - PbO_2 . El dióxido de Titanio, especialmente en fase anatasa, es ampliamente utilizado como fotocatalizador por sus propiedades ópticas

y electrónicas, bajo costo, estabilidad química y baja toxicidad. Un gran número de trabajos han reportado que el TiO_2 es un buen fotocatalizador debido a que posee un adecuado valor de banda prohibida ($\sim 3\text{eV}$), pertenece al rango de excitación UV por lo que la aplicación debe estar en la fuente de luz para tener fotocatalisis. El tamaño de partícula del dióxido de Titanio está entre el rango de 5 a 40 nanómetros.³³ Además, es utilizado como pigmento blanco, por sus propiedades de dispersión, recubrimiento anticorrosivo, sensor de gases, absorbente de rayos UV en productos cosméticos y de manera general en la industria cerámica. Han sido obtenidos polvos de dióxido de titanio utilizando diversos métodos, entre ellos: síntesis química en fase vapor, hidrotérmica, precipitación controlada y el denominado proceso sol-gel, entre otros.³⁶ En la tabla 2 se encuentran las propiedades químicas del Dióxido de Titanio.

Propiedades del Dióxido de Titanio

Estado físico:	Polvo cristalino
Color:	Blanco
Olor:	Inodoro
pH:	6 - 7
Punto de fusión / de congelación:	1843°C (3349°F)
Punto / intervalo de ebullición:	3000°C (5432°F)
Inflamabilidad:	El producto no es inflamable ni combustible
Densidad (20°C):	3.4 – 4.3 g/cm ³
Solubilidad (20°C):	Insoluble en agua, álcalis, ácidos diluidos y disolventes orgánicos
Tamaño de partícula primario:	0.15 – 0.40 μm
Estabilidad química:	El producto es químicamente estable y no requiere estabilizantes
Posibilidad de reacciones peligrosas:	No se espera polimerización peligrosa
Condiciones que deben evitarse:	Evitar altas temperaturas

Materiales incompatibles	No se conocen materiales incompatibles
Productos de descomposición peligrosos	En caso de calentamiento puede desprender vapores irritantes y tóxicos

Tabla 2.-Propiedades químicas del dióxido de Titanio

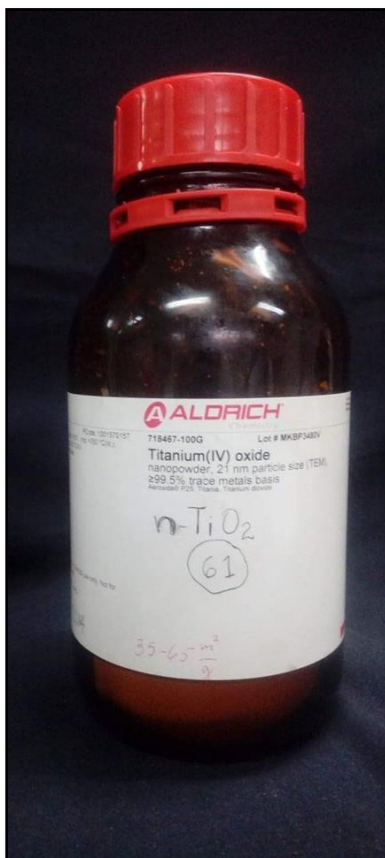


Figura 16 Dióxido de Titanio. Fuente: directa.

Capítulo II Diseño experimental

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El dióxido de Titanio, es ampliamente utilizado como fotocatalizador por sus propiedades ópticas y electrónicas, estabilidad química y baja toxicidad, su uso es muy variado, por sus propiedades de dispersión, recubrimiento anticorrosivo, sensor de gases, absorbente de rayos UV, etc. Sus características hacen que este material sea idóneo para aplicaciones en el sector aeroespacial, en la industria química, prótesis articulares, implantes dentales y algunas otras aplicaciones de la medicina.

Sabemos que al agregar diferentes moléculas a la fase dispersa de un composite, se le confieren diferentes propiedades fisicoquímicas. Gracias a estas moléculas añadidas se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radiopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética. Éste trabajo tiene como propósito la modificación de un sellador de fosetas y fisuras agregando diferentes concentraciones de TiO_2 .

En este contexto se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el efecto de agregar TiO_2 a un sellador de fosetas y fisuras?

JUSTIFICACIÓN.

Los Selladores de fosetas y fisuras son utilizados en odontología como barrera física eliminando irregularidades de los dientes, lo que dificulta la adhesión bacteriana y facilita la higiene. Principalmente, son usados en odontopediatría y operatoria dental.

Es importante determinar las características de nuevos materiales de relleno añadidos a los composites, conocer la relación que guardan con la matriz orgánica y comprobar qué efectos tiene sobre el composite al ser añadidos.

Debido a la poca utilización de nuevos materiales añadidos al relleno de los composites, surgen nuevas alternativas para su adición, la información acerca de sus propiedades físicas, ventajas y desventajas como opción de material de relleno es pobre, lo que conllevó a la necesidad de realizar la presente investigación para generar el conocimiento pertinente.

OBJETIVOS

General

- Identificar las propiedades fisicoquímicas de un sellador de foseas y fisuras experimental modificado con diferentes concentraciones de TiO_2 .

Específicos

- Comprobar el grado de encogimiento del sellador de foseas y fisuras experimental en diferentes concentraciones de TiO_2 .
- Comparar el color y dimensiones del polímero antes y después de someterlo a pruebas de envejecimiento térmico.
- Valorar y comparar la profundidad de curado del sellador de foseas y fisuras experimental en sus diferentes concentraciones de TiO_2 .

HIPÓTESIS

Trabajo

- Las propiedades físicas del sellador de foseas y fisuras se modifican por el contenido de TiO_2 agregado.

Nula

- Las propiedades físicas del sellador de foseas y fisuras no se modifican por el contenido de TiO_2 agregado.

TIPO DE ESTUDIO

- Observacional: Debido a que se examinó el comportamiento del material donde se llevaron a cabo mediciones con base en la norma ISO 6874 y 5 propiedades físico- mecánicas, como son: encogimiento a polimerización, velocidad de polimerización, cambio de color, profundidad de curado y cambios dimensionales.
- Prospectivo: A partir de las mediciones y análisis correspondientes se observó el comportamiento del material verificando sus diferentes propiedades.
- Comparativo: Se compararon las diferentes mediciones y resultados correspondientes a las diferentes pruebas realizadas.

VARIABLES:

V. Dependiente:

Las propiedades físicas del sellador de foseetas y fisuras.

	Identificación	Definición conceptual	Operacionalización	Escala de medición
Encogimiento por polimerización.	Cuantitativa, continua	Es el cambio dimensional de un composite desde iniciado el proceso de fotopolimerizado.	Es el cambio volumétrico medido en $mV/\mu m$ determinado en el programa Pico®, UK contabilizando el grado de encogimiento desde el segundo 1 de polimerización hasta pasar 600 segundos (10 minutos).	Intervalo
Cambio de color	Cuantitativa, continua	Cambios perceptiblemente visibles al ojo humano que se da un objeto.	Capacidad del material polimérico para mantener su color original después de someterlo a un proceso de esterilización a calor húmedo.	Intervalo
Profundidad de curado.	Cuantitativa, continua	Es la determinación de la cantidad de material polimérico que endurece	Es la determinación del material polimerizado según la norma ISO 6874.	Intervalo

		posterior a la exposición a una fuente de polimerización lumínica en un tiempo determinado.		
--	--	---	--	--

<i>V. Independiente:</i> Contenido de TiO ₂ agregado.				
	Identificación	Definición conceptual	Operacionalización	Escala de medición
Óxido de Titanio (TiO ₂)	Cualitativa Ordinal	Noveno elemento metálico más abundante en la tierra utilizado ampliamente en diferentes industrias por sus propiedades.	Es el contenido de dióxido de Titanio calculado en %/peso añadido al material usado como sellador de foseas y fisuras en diferentes concentraciones del 0.0%, 0.3%, 0.5% y 0.7%.	Ordinal

RECURSOS

Materiales

- Kit de encogimiento por contracción según ISO
- Kit de profundidad de curado según ISO
- Anillos de cobre de 2 mm de altura
- Anillos de cobre de 1.24 mm de altura
- Portaobjetos
- Cubreobjetos
- Frascos ámbar
- Agua desionizada
- Vidrios de reloj
- Espátula para polvos
- Probeta 100 mL. (Pyrex™, Alemania)
- Vasos de precipitado 100 mL. (Pyrex™, Alemania)

Equipos

- Computadora Laptop Toshiba Satellite L15 W (México)
- Balanza analítica (Ohaus®, USA)
- Equipo para medición de encogimiento de polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento LVDT (tipo GTX 2500-89, Wolver Hampton, UK)
- Programa computacional de adquisición de datos PICO-ADC-16 Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge UK con programa de cómputo Excel 97
- Soporte para lámpara
- Lámpara de fotopolimerizado LED Bluephase, Ivoclar Vivadent®
- Radiómetro Demetron®
- Calibrador vernier digital (Mitutoyo™)
- Colorímetro (TLead™)

Químicos

- **Bis GMA**-Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato-México, SIGMA-ALDRICH®
- **TEGDMA**-Trietilenglicol dimetacrilato-México, SIGMA-ALDRICH®
- **CQR**-Canforoquinona-México, SIGMA-ALDRICH®
- **DMPT**- N,N-Dimetil-p-Toluidina-México, SIGMA-ALDRICH®
- **Sílice**-AEROSIL R-972- México, EVONIK DE GUSSA®
- **Sílice**-Minusil-silanizado-México, Distribuidora Comercial Romero®
- **TiO₂** -Dióxido de Titanio- México, SIGMA-ALDRICH®

Financieros

- Los materiales fueron solventados por el tesista con fondos propios.

Humanos

- Tesista: David Abraham Ramos Herrera
- Director: Dr. Miguel Ángel Araiza Téllez
- Asesor: Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso

Infraestructura

- Laboratorio de Materiales Dentales, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.

Capítulo III Desarrollo Experimental

MÉTODO

Se recolectaron los materiales y recursos para la elaboración del polímero, el cual se almacenó en cuatro frascos ámbar para evitar alteraciones del mismo, los selladores experimentales fueron preparados usando como matrices combinaciones de Bis GMA, TEGDMA, CQR, DMPT, R-972 y Sílice, como relleno se utilizó TiO_2 en diferentes concentraciones en peso al 0.0%, 0.3%, 0.5% y 0.7%



Figura 17.- Recursos químicos para la elaboración de los selladores experimentales. Fuente: directa.



Figura 18.- Frascos ámbar para el envasado de los selladores experimentales.

Fuente: directa.

Se pesaron los gramajes de los elementos en la balanza analítica en las diferentes concentraciones, vertiéndolos en uno de los frascos ámbar para su homogeneización. Se envolvieron con papel aluminio y etiquetaron con el porcentaje, hora, y día.

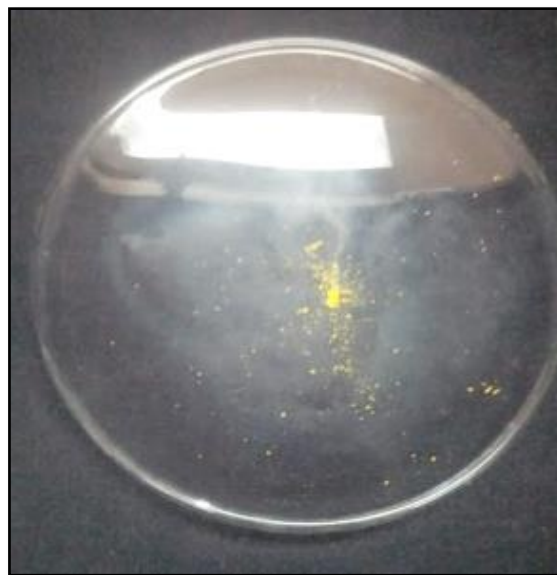


Figura 19.-Pesado de reactivos en balanza analítica. Fuente: directa.

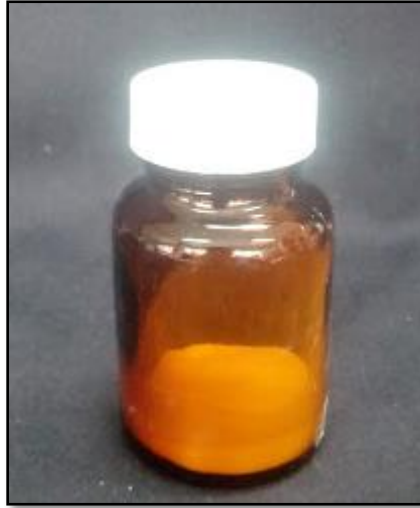


Figura 20.- Homogeneización del sellador. Fuente: directa.

Prueba de profundidad de curado

Para la prueba de profundidad de curado se utilizó una lámpara de fotocurado LED Bluephase, Ivoclar Vivadent®, con una irradiación de $600\text{mW}/\text{cm}^2$, verificado por un radiómetro Demetron®.



Figura 21.- Equipo, instrumental y material para pruebas de profundidad de curado. Fuente: directa.

Se colocó un molde de acero inoxidable estandarizado de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura sobre una cinta Mylar y un portaobjetos, se colocó sellador experimental hasta su llenado, e inmediatamente después se cubrió con otra cinta mylar, se polimerizaron las muestras por 20 segundos. Transcurrido el tiempo se retiró la muestra del molde y con la espátula se eliminó el material no polimerizado; se midió con el vernier digital (Mitutoyo™), la longitud polimerizada. Este procedimiento se realizó quince veces para cada grupo de selladores.

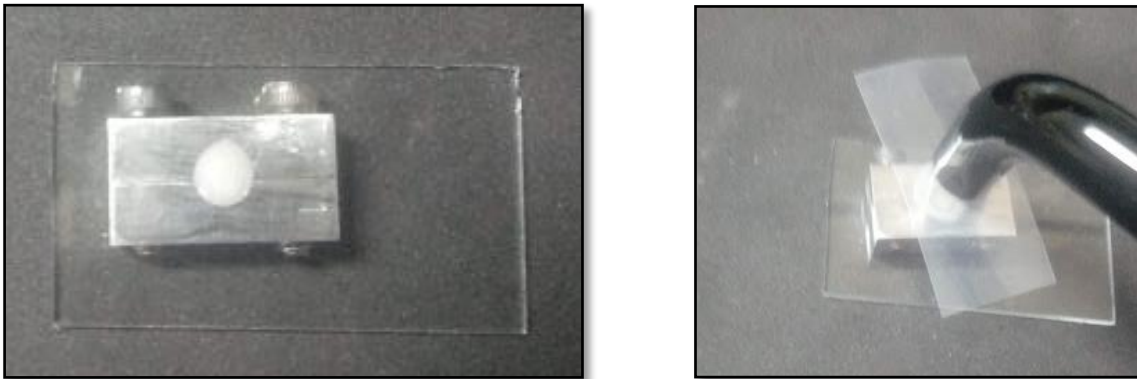


Figura 22.- (A, (B) Llenado del molde metálico con sellador experimental.

Fuente: directa.

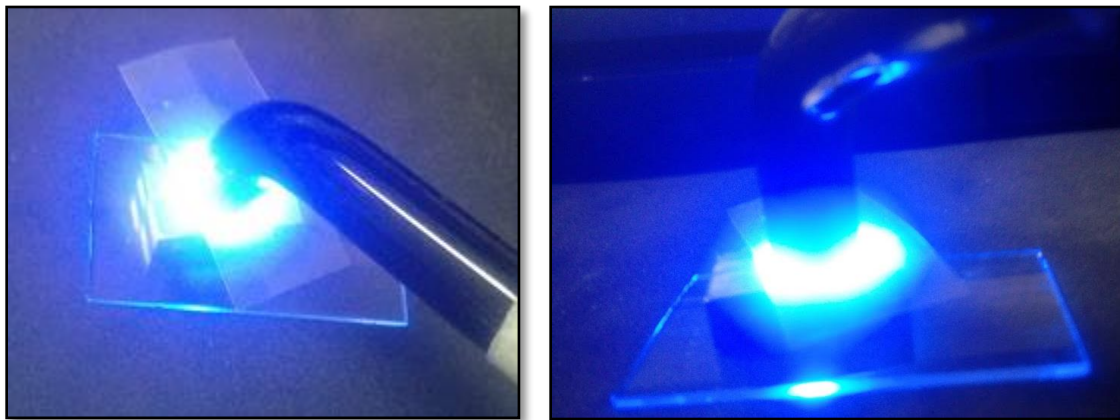


Figura 23.- (A)(B) Fotopolimerizado de la muestra. Fuente: directa.



Figura 24.- Medición de la muestra polimerizada con vernier digital.

Fuente: directa.

Prueba de colorimetría

Para las pruebas de colorimetría se realizaron cinco pastillas por cada grupo de sellador, se utilizó un molde de acero inoxidable de 1.5 ± 0.2 mm de espesor por 5 ± 0.2 mm de diámetro. Se fotopolimerizaron durante 20 segundos a una irradiancia de 600 mW/cm^2 . Se tomaron sus dimensiones iniciales con un calibrador vernier digital (Mitutoyo™).



Figura 25.- Colorímetro digital y pastillas de sellador experimental. Fuente: directa.



Figura 26.- Colocación de la pastilla en el colorímetro para su lectura.

Fuente: directa.

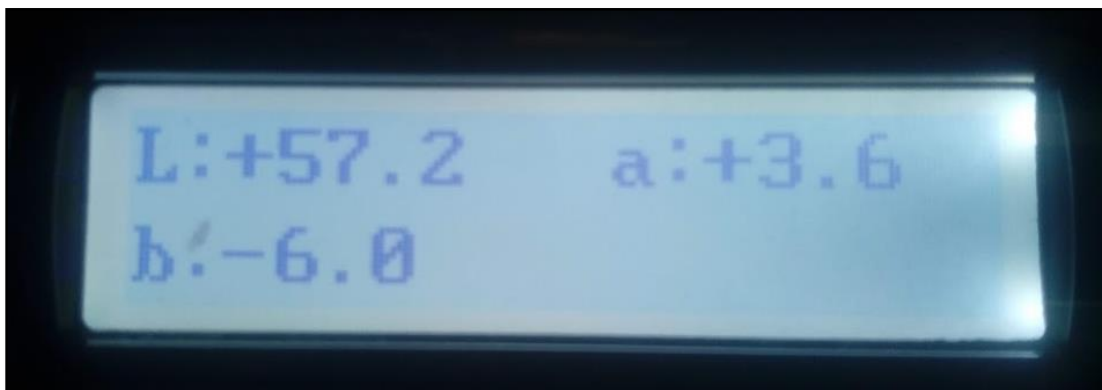


Figura 27.- Lectura del colorímetro. Fuente: directa.

Posteriormente, las pastillas fueron llevadas a la lectura del color con un colorímetro digital (TLead™, China), el cual arrojó tres valores numéricos, L^* , a^* y b^* , los cuales corresponden a:

* **Escala L:** Luz contra oscuridad donde un número bajo (0-50) indicará oscuridad, mientras que un número alto (51-100) indicará Luz

* **Escala a:** Rojo contra verde donde un número positivo indicará rojo y un número negativo indicará verde.

* **Escala b:** Amarillo contra azul donde un número positivo indicará amarillo y un número negativo indicará azul.

Las muestras fueron enumeradas y etiquetadas en bolsas de esterilización y llevadas a un proceso de esterilizado en calor húmedo a 130°C por un periodo de tiempo de 30 minutos, posteriormente se midieron nuevamente sus dimensiones y fueron llevadas nuevamente al colorímetro para su medición final de color.

Prueba de encogimiento a la polimerización

Para la prueba de encogimiento a la polimerización se utilizó el programa de captura de datos PICOLOG™, y una lámpara de fotocurado LED Bluephase, Ivoclar Vivadent®, a una irradiación de 600mW/cm², verificada por un radiómetro Demetron®; se montó en conjunto a un soporte para lámpara.

El equipo para llevar a cabo esta prueba es un transductor conectado a una computadora. (Figura 28) Una vez encendida la computadora y antes de dar inicio al registro de los valores de contracción de las muestras, se calibró el transductor bajo el siguiente procedimiento:

El programa de captura de datos PICOLOG™ muestra un voltaje de salida que se calibró en un rango de 0 y 200 mV, esto se logra desplazando la armadura y haciendo girar su perilla hasta el valor deseado. Para la prueba se hicieron 10 muestras con anillos de bronce de 1.24mm para cada sellador experimental con un total de 40 muestras. (Figura 29)

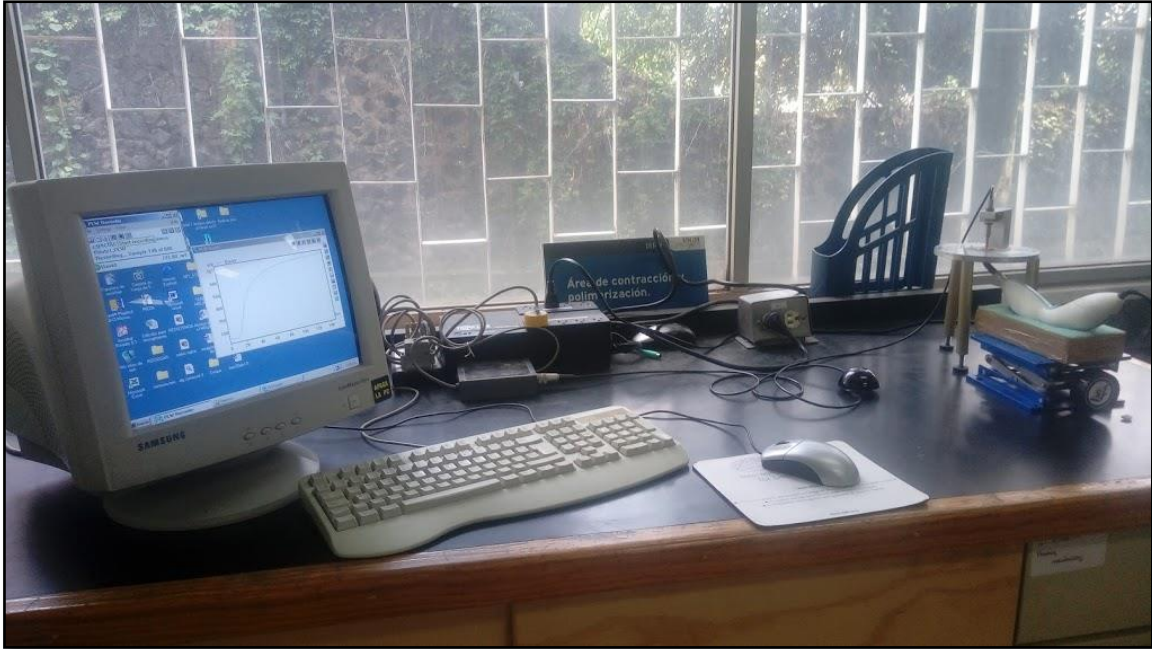


Figura 28.- Equipo para pruebas de encogimiento. Fuente: directa.

Se colocó una cantidad aproximada de $0.1400 \pm .100\text{g}$ de sellador (Figura 30) que fue colocado sobre un portaobjetos en el centro del anillo de bronce con ayuda de una espátula; a su vez se colocó un cubreobjetos sobre la misma y con la ayuda de otro portaobjetos se hizo compresión hasta que el cubreobjetos hizo contacto con la superficie superior del anillo (Figura 31) logrando que la muestra tenga un espesor constante de 1.24mm; posteriormente el conjunto portaobjetos-sellador-cubreobjetos se colocó bajo el transductor y se cubrió totalmente el diámetro de 8 mm de la punta de fibra óptica que está conectada a la lámpara de polimerización, la cual se encuentra por debajo del conjunto portaobjetos-sellador- cubreobjetos para que la polimerización se realice en un periodo de 20 segundos.

Mediante la fotopolimerización, el sellador hace que el portaobjetos que está en contacto con el sellador se flexione hacia abajo por acción de la contracción debido a la adhesión con el vidrio. Esta flexión se monitoreó por el transductor por el tiempo que duró la prueba (600 segundos). Se hicieron lecturas de flexión cada segundo.

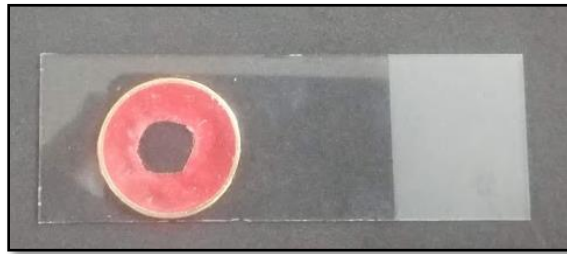


Figura 29.- Anillo de cobre de 1.24 mm. Fuente: directa.

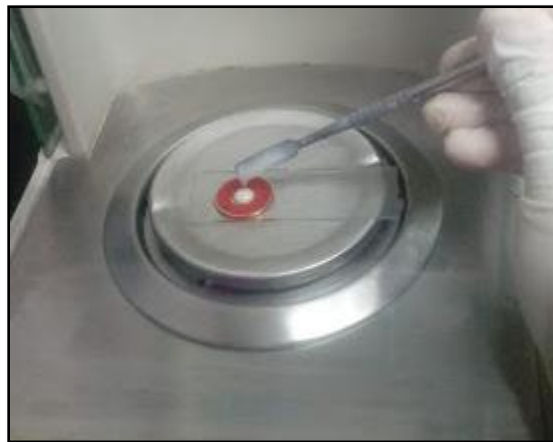


Figura 30.- Peso del sellador colocado dentro del anillo. Fuente: directa.

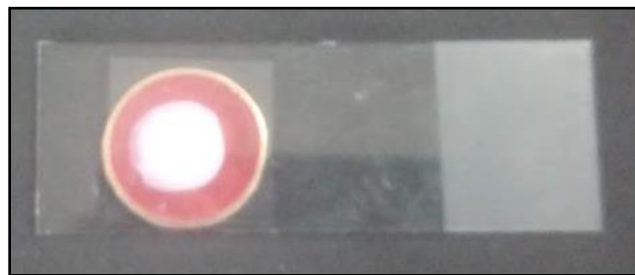


Figura 31.- Conjunto portaobjetos-sellador-cubreobjetos. Fuente: directa.

Una vez transcurrido el tiempo de polimerización, se apagó la lámpara y se dejó que la polimerización continuara (Figura 32). El programa de adquisición de datos PICOLOG™ fue registrando los cambios durante todo el transcurso que duró la prueba (600s), posteriormente las muestras se guardaron en bolsas y fueron etiquetadas de manera individual.

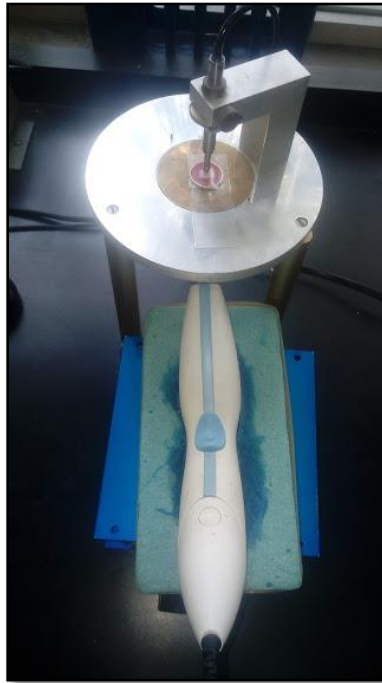
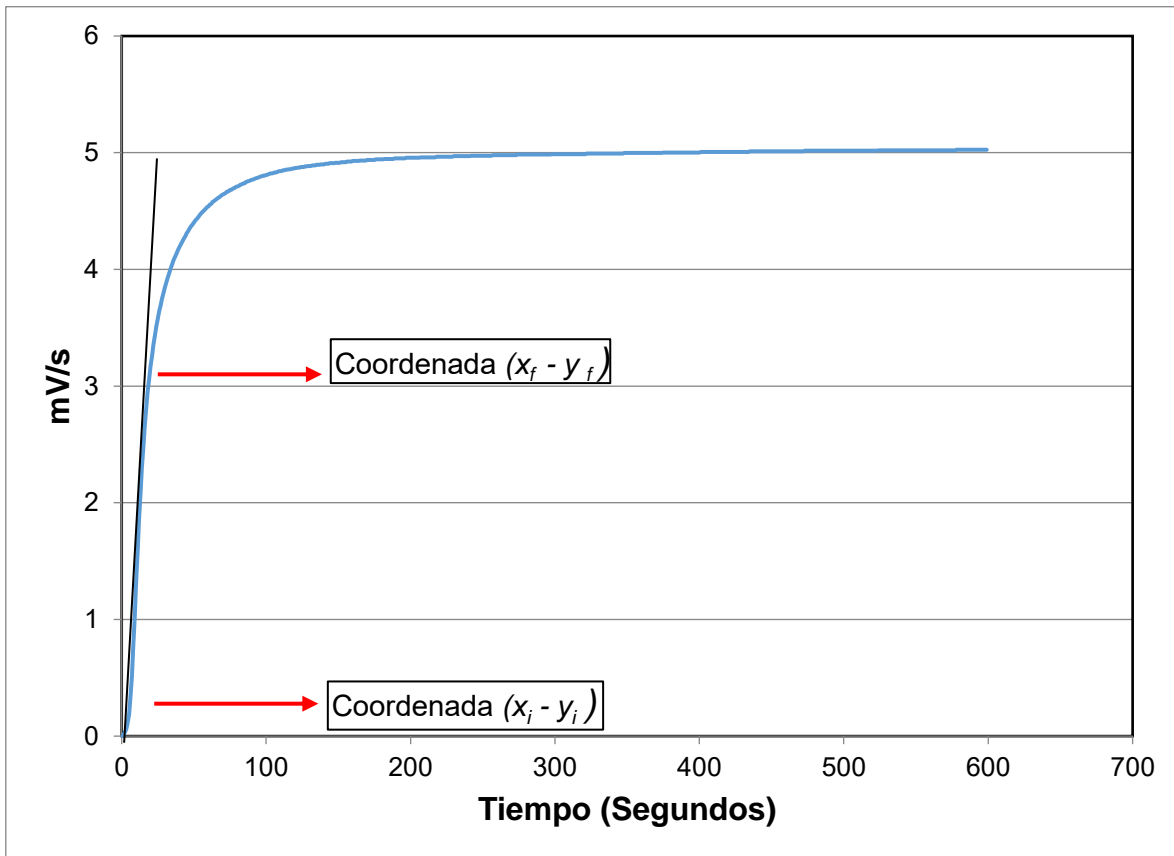


Figura 32.-Fotopolimerización de la muestra. Fuente: directa.

La contracción fue determinada por el análisis de los gráficos generados en los archivos *p/w* que al ser transformados en archivos Excel permitieron conocer el grado de encogimiento por polimerización y velocidad de polimerización. Los datos fueron transformados en gráficos y organizados en hojas de Microsoft Excel® donde se determinaron las asociaciones estadísticas mediante las medidas de dispersión y tendencia central.

Fórmula para cálculo de encogimiento

Para la prueba de encogimiento a la polimerización en los selladores experimentales se utilizó el programa de captura de datos PICOLOG™, este programa fue registrando los cambios durante todo el transcurso que duró la prueba (600s).



Gráfica 1.- Pendiente para cálculos de encogimiento a la polimerización.

El encogimiento fue determinado por el análisis de los gráficos generados en los archivos *p/w* y arrojados por el programa, que al ser transformados en archivos Excel® permitieron conocer el grado de encogimiento a la polimerización y velocidad de polimerización mediante el cálculo de una pendiente, que representa la relación de los cambios de voltaje en función del tiempo, de manera que el encogimiento será dado por los resultados que arroje tal pendiente ubicados a lo largo de la curva.

Para calcular R_p se utilizó la siguiente fórmula:

$$R_p = m (k)$$

Donde:

- R_p : Velocidad de polimerización en $\mu\text{m}/\text{min}$
- m : Pendiente de la sección lineal de la curva de polimerización en $\mu\text{m}/\text{min}$
- k : Constante de polimerización, equivalente a 747. (conversión del %/s a $\mu\text{m}/\text{min}$)

El cálculo de m (sección lineal de la curva de polimerización) se realizó mediante y la siguiente fórmula:

$$m = \frac{(y_f - y_i)}{(x_f - x_i)}$$

Donde:

- y_f = Valor de la y final de la pendiente en %
- y_i = Valor de la y inicial de la pendiente en %
- x_f = Valor de la x final de la pendiente en s
- x_i = Valor de la x inicial de la pendiente en s

Los valores obtenidos mediante la fórmula se multiplicaron por la constante de calibración, k (747), (*factor de conversión*)

A partir de los valores obtenidos en la pendiente, se puede obtener el porcentaje de encogimiento, en cualquier punto de la curva, ya que este porcentaje (%S) se obtiene a partir del cálculo de ΔL , que es la relación del cambio dimensional durante el tiempo dedicado a la prueba.

$$\Delta L = L_i - L_f$$

Donde:

$$L_i = 1.24\text{mm} (1240 \mu\text{m})$$

$$Lf = \frac{V_f - V_i}{k}$$

Donde:

V_f = Es el voltaje (mV) en cualquier segundo

V_i = Es el voltaje (mV) al inicio de la medición

K = Es la constante de calibración entre milivoltaje y micras $17.46 \frac{mV}{\mu m}$

$$S = \frac{100 \Delta L}{L_0} = \frac{100 \Delta L}{1240}$$

En cada gráfica se ubicaron los puntos más altos en el eje y , lo cual indica el mayor encogimiento que alcanzó cada sellador en las pruebas.

El punto más alto de la coordenada (x, y) se tomó como el 100% del encogimiento en cada una de las 40 pruebas, basándose en el valor que este punto arrojó, se procedió a calcular el 25%, 50%, 75%, 90%, y 95% del encogimiento utilizando una regla de tres. Una vez obtenidos los valores para cada porcentaje los datos fueron transformados en gráficas y organizados en hojas de Microsoft Excel® donde se determinaron las asociaciones estadísticas mediante las medidas de dispersión y tendencia central analizando y comparando los grupos en cuanto a su encogimiento y tiempo.

Capítulo IV. Resultados

PROFUNDIDAD DE CURADO

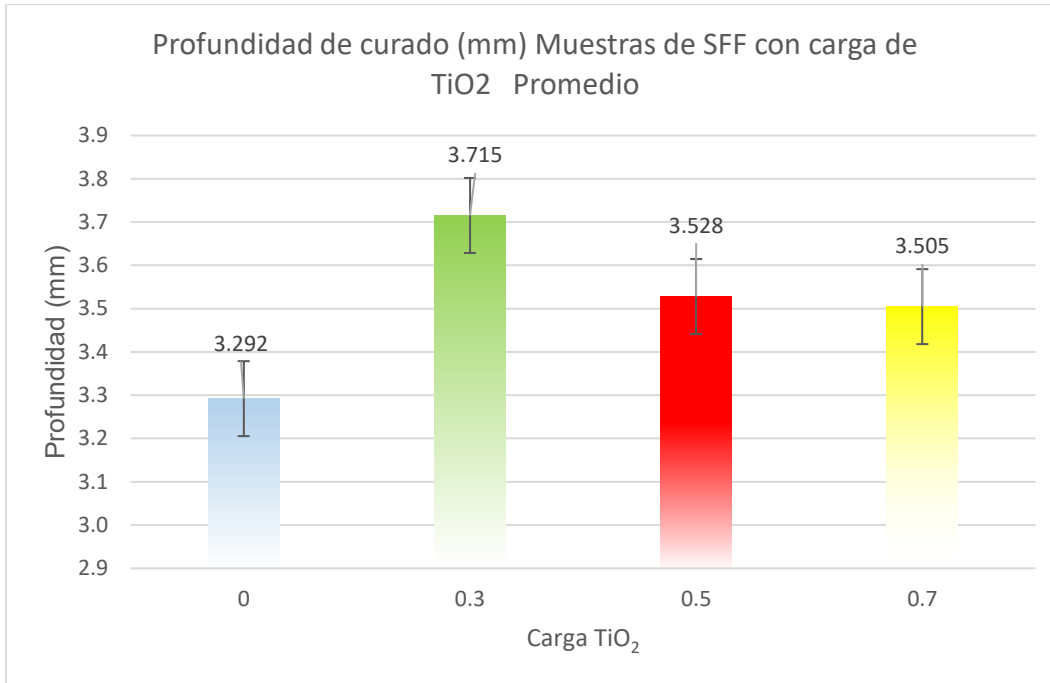
La determinación de la profundidad de curado se realizó según la norma ISO 6874, en 15 muestras para cada grupo de sellador (N=60). Las muestras se fotopolimerizaron durante 20 segundos, a una irradiancia de 600mW/cm² y se retiró el material no polimerizado, posteriormente se determinó la dimensión del material polimerizado. Los datos de cada grupo se organizaron en una hoja de cálculo (Excel, Microsoft, USA) y se obtuvieron los promedios, los cuales se encuentran en la tabla 3.

Profundidad de curado de SFF con carga de TiO ₂ (mm)		
Carga TiO ₂	Promedio	Desv. Est.
0	3.292	0.148
0.3	3.715	0.060
0.5	3.528	0.067
0.7	3.505	0.114

Tabla 3.- Resultados de la prueba de profundidad de curado reportadas en mm de acuerdo a la norma ISO 6874.

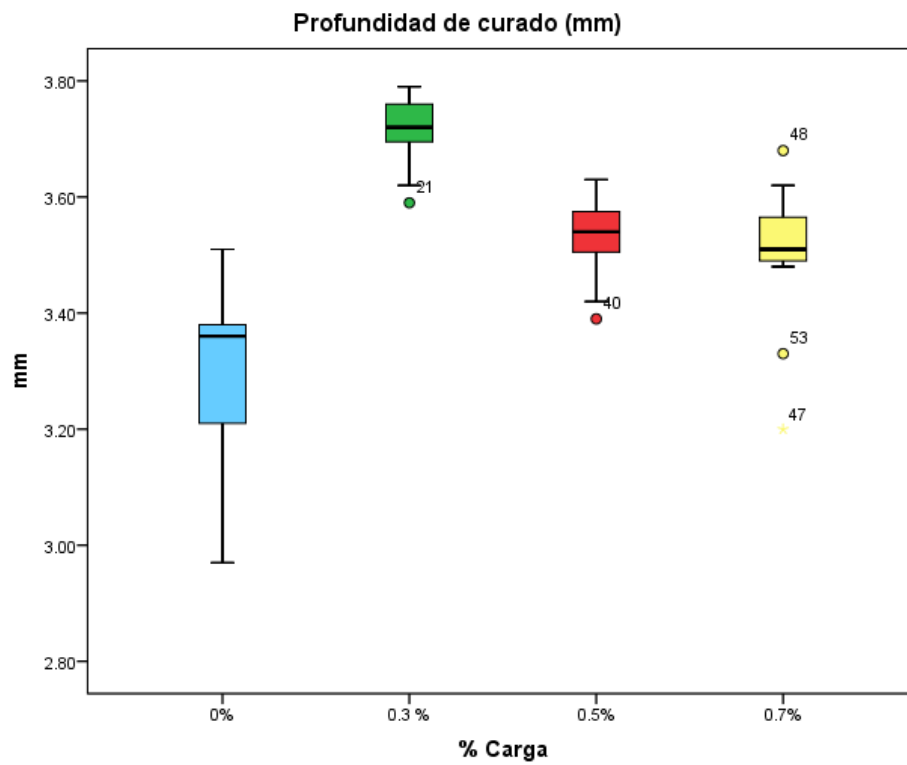
Los resultados de la profundidad de curado varían entre 3.29mm y 3.71mm. Los valores mayores para esta prueba se obtuvieron para el sellador con carga al 0.3% de TiO₂ y en menor grado en el sellador con carga al 0.7% de TiO₂.

En la gráfica 2 se observan los valores promedio para profundidad de curado, los cuales están por encima de los requerimientos de la norma ISO 6874, que se exige en estos materiales tener una profundidad de curado mayor de 1.5 mm, los cuatro grupos de selladores cumplen este requerimiento siendo el sellador con carga 0.3% de TiO₂ el que está por arriba de los demás.



Gráfica 2.- Valores promedio de profundidad de curado en los cuatro selladores de fasetas y fisuras.

La gráfica 3 muestra la representación de los valores obtenidos para esta prueba, las líneas horizontales en las cajas representan el valor de la mediana en cada uno de los grupos, es importante señalar que el sellador con carga al 0.3% de TiO₂ fue el que obtuvo los valores más altos, mientras que el sellador sin carga tuvo una distribución y mediana más baja cerca de 3.29 mm, la mediana y distribución de los selladores con carga al 0.5 y 0.7 de TiO₂ fue muy similar, teniendo valores de 3.52 mm y 3.50 respectivamente.



Gráfica 3.- Representación de los resultados para profundidad de curado.

PRUEBAS DE COLOR

Las pruebas de color se determinaron mediante la escala de color $CIE L^*, a^*, b^*$ basada en la Teoría Oponente del color y la especificación ISO 7491-2000. En donde cada valor corresponde a:

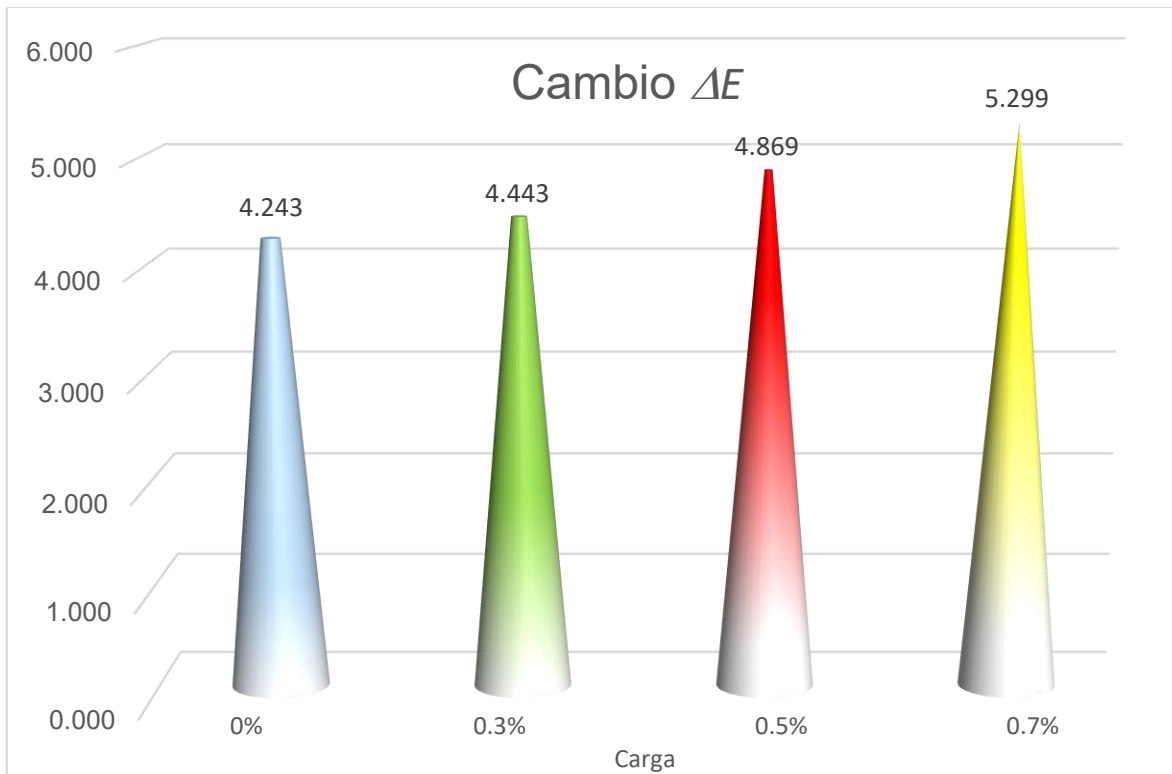
- * Valor L : Luz contra oscuridad donde un número bajo (0-50) indicará oscuridad, mientras que un número alto (51-100) indicará Luz.
- * Valor a : Rojo contra verde donde un número positivo indicará rojo y un número negativo indicará verde.
- * Valor b : Amarillo contra azul donde un número positivo indicará amarillo y un número negativo indicará azul.

Se realizaron cinco pastillas por cada grupo de sellador con dimensiones de 1.5 mm de espesor por 5 mm de diámetro. Se tomaron las dimensiones y lectura del color antes y después de someterlo a un proceso de esterilización a calor húmedo a 120°C por 30 minutos. Los datos de cada grupo de pastillas se organizaron en una hoja de cálculo (Excel, Microsoft, USA) y se obtuvieron los promedios, el valor de los cuales se encuentran en la tabla 4.

Carga	L_i	a_i	b_i	L_f	a_f	b_f	ΔE
0%	66	-2.7	-0.46	63.68	-3.04	2.12	4.243
0.3%	67.4	-2.78	-7.54	67.72	-3.72	-4.16	4.443
0.5%	69.64	-2.68	-8.78	69.88	-2.86	-5.46	4.869
0.7%	72.24	-2.16	-9.1	73.8	-3.88	-4.46	5.299

Tabla 4.- Promedios de los valores $CIE L^*, a^*, b^*$ antes y después del proceso de esterilizado y valor de ΔE .

En la gráfica 4 se muestran los valores de ΔE , se puede determinar un comportamiento de que entre mayor carga de TiO_2 , mayor fue el cambio de color que presentó el sellador.



Gráfica 4.- Representación gráfica de los valores de ΔE .

SFF 0% TiO₂

Para el sellador sin carga de TiO₂ (Tabla 5) hubo una diferencia significativa en cuanto a cambios color, disminuyendo en *L*, lo cual indica oscurecimiento del material. En la escala luz-oscuridad la diferencia en *a* aumentó, lo cual indica aumento hacia valores negativos en la escala rojo contra verde, tornándose a tonos oscuros, por último el valor de *b* aumentó significativamente, lo cual indica una tendencia hacia el amarillo, En cuanto al valor de ΔE , para el sellador a 0.0% de TiO₂ comparado con los valores de umbral de tolerancia en el cambio de color, se obtuvo un valor de $\Delta E=4.243$, lo que corresponde a un calidad "inaceptable".²⁹

Valores CIE L*, a*, b* del SFF 0.0% TiO ₂						
Valor inicial			Valor final			
<i>L_i</i>	<i>a_i</i>	<i>b_i</i>	<i>L_f</i>	<i>a_f</i>	<i>b_f</i>	ΔE
66	-2.7	-0.46	63.68	-3.04	2.12	4.243

Tabla 5.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador sin carga de TiO₂.

SFF 0.3% TiO₂

Para el sellador con 0.3% de carga de TiO₂ (Tabla 6) hubo una diferencia significativa en cuanto a cambios color, aumentando en *L*, lo cual indica menor oscurecimiento del material comparado con el sellador sin carga de TiO₂. En la escala luz-oscuridad la diferencia negativa en *a* aumentó, lo cual indica aumento hacia valores negativos en la escala rojo contra verde, tornándose a tonos oscuros, por último el valor de *b* aumentó, lo cual indica una tendencia hacia a tonos amarillos. En cuanto al valor de ΔE , para el sellador al 0.3% de TiO₂ comparado con los valores de umbral de tolerancia en el cambio de color, se obtuvo un valor de $\Delta E=4.443$, lo que corresponde a un calidad "inaceptable".²⁹

Valores CIE L*, a*, b* del SFF 0.3% TiO ₂						
Valor inicial			Valor final			
<i>L_i</i>	<i>a_i</i>	<i>b_i</i>	<i>L_f</i>	<i>a_f</i>	<i>b_f</i>	ΔE
67.4	-2.78	-7.54	67.72	-3.72	-4.16	4.443

Tabla 6.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.3%de carga deTiO₂.

SFF 0.5% TiO₂

Para el sellador con 0.5% de carga de TiO₂ (tabla 7) hubo una diferencia significativa en cuanto a cambios color, aumentando en la escala *L*, lo cual indica menor oscurecimiento del material. Comparando los valores de *L* del sellador a 0.3% de TiO₂ podemos notar que los valores son más grandes para el sellador a 0.5 % de TiO₂, esto puede deberse a la saturación del pigmento blanco presente en el sellador que mide la escala *L*. En la escala luz-oscuridad la diferencia en *a* aumentó negativamente en mayor cantidad que el sellador al 0.3% lo cual indica aumento hacia valores negativos en la escala rojo contra verde, tornándose a un tono más oscuro, por último el valor de *b* disminuyó de una forma similar al sellador con carga al 0.3% de TiO₂, lo cual indica una tendencia hacia colores oscuros. En cuanto al valor de ΔE , para el sellador al 0.5% de TiO₂ comparado con los valores de umbral de tolerancia en el cambio de color, se obtuvo un valor de $\Delta E=4.869$, lo que corresponde a un calidad “inaceptable”.²⁹

Valores CIE L*, a*, b* del SFF 0.5% TiO ₂						
Valor inicial			Valor final			
<i>L_i</i>	<i>a_i</i>	<i>b_i</i>	<i>L_f</i>	<i>a_f</i>	<i>b_f</i>	ΔE
69.64	-2.68	-8.78	69.88	-2.86	-5.46	4.869

Tabla 7.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.5%de carga deTiO₂.

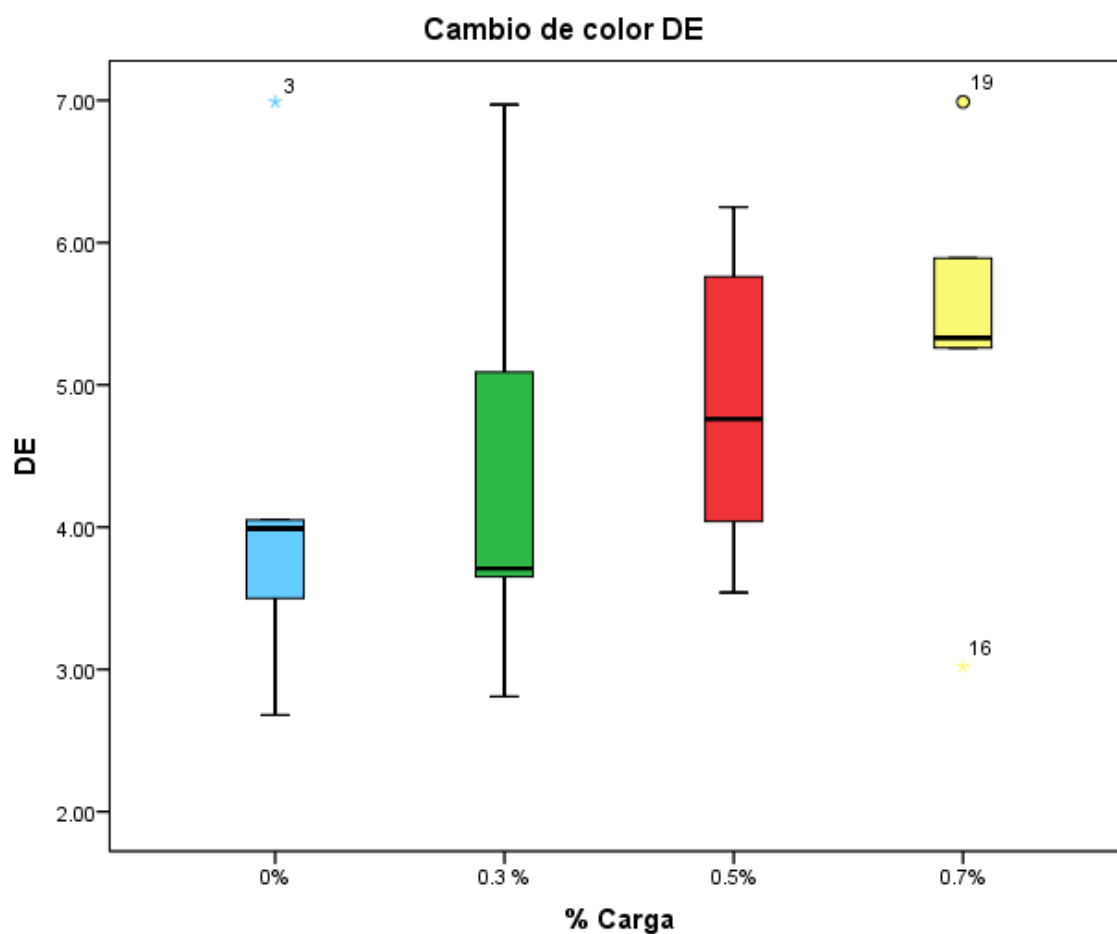
SFF 0.7% TiO₂

Para el sellador con 0.7% de carga de TiO₂ (tabla 8) hubo una diferencia significativa en cuanto a cambios color, aumentando en la escala *L*, lo cual nos indica menor oscurecimiento del material. Comparando los valores de *L* del sellador a 0.3% y 0.5% de TiO₂ podemos notar que los valores son más grandes para el sellador a 0.7 % de TiO₂, esto puede deberse a la saturación del pigmento blanco presente en el sellador que mide la escala *L*. En la escala luz-oscuridad la diferencia en *a* aumentó notablemente, lo cual nos indica una tendencia hacia valores negativos en la escala rojo contra verde, tornándose a un tono más oscuro, por último el valor de *b* disminuyó de una forma similar al sellador con carga al 0.3% y 0.5% de TiO₂, lo cual nos indica una tendencia hacia el azul y colores oscuros. En cuanto al valor de ΔE , para el sellador al 0.5% de TiO₂ comparado con los valores de umbral de tolerancia en el cambio de color, se obtuvo un valor de $\Delta E=4.869$, lo que corresponde a un calidad “inaceptable”.²⁹

Valores CIE L*, a*, b* del SFF 0.7% TiO ₂						
Valor inicial			Valor final			
<i>L_i</i>	<i>a_i</i>	<i>b_i</i>	<i>L_f</i>	<i>a_f</i>	<i>b_f</i>	ΔE
72.24	-2.16	-9.1	73.8	-3.88	-4.46	5.299

Tabla 8.- Promedios de los valores obtenidos en la prueba cromática antes y después del proceso de esterilización para el sellador al 0.7%de carga deTiO₂.

La gráfica 5 muestra la representación de los datos obtenidos en la prueba de cambio de color, de los selladores de foseetas y fisuras con diferente carga de TiO_2 , las líneas horizontales en las cajas representan el valor de la mediana en cada uno de los grupos, es importante señalar que el cambio de color que se dio entre los grupos fue dependiente a la carga de TiO_2 añadido, pues a mayor concentración, mayor fue el cambio de color que se presentó esto puede deberse a la saturación del pigmento blanco presente en el sellador. Se observa en las cajas que los diferentes valores de ΔE oscilan entre 3, 4 y 5 en distribución a su media.



Gráfica 5.- Representación de los resultados de cambio de color.

CAMBIOS DIMENSIONALES POR ESTERILIZACIÓN

Las pastillas utilizadas para la prueba de cambio de color también fueron analizadas en su comportamiento de cambios dimensionales. Los datos obtenidos en la medición inicial fueron tomados antes de someterlos a esterilización y la medición final después de someterlos a esterilización.

Los datos dimensionales en diámetro y espesor se organizaron en una hoja de cálculo (Excel, Microsoft, USA) y se obtuvieron los promedios. (Tablas 7 y 8)

Cambio dimensional Espesor (mm)

Carga TiO ₂	Inicial	Final	Cambio
0.0%	1.504	1.452	0.052
0.3%	1.506	1.508	-0.002
0.5%	1.496	1.528	-0.032
0.7%	1.5	1.532	-0.032

Tabla 9.- Promedios de los valores obtenidos en cambio dimensional en espesor antes y después del proceso de esterilización.

Cambio Dimensional Diámetro (mm)

Carga TiO ₂	Inicial	Final	Cambio
0.0%	4.972	4.918	0.054
0.3%	4.972	5.018	-0.046
0.5%	4.996	5.004	-0.008
0.7%	5.002	5.04	-0.038

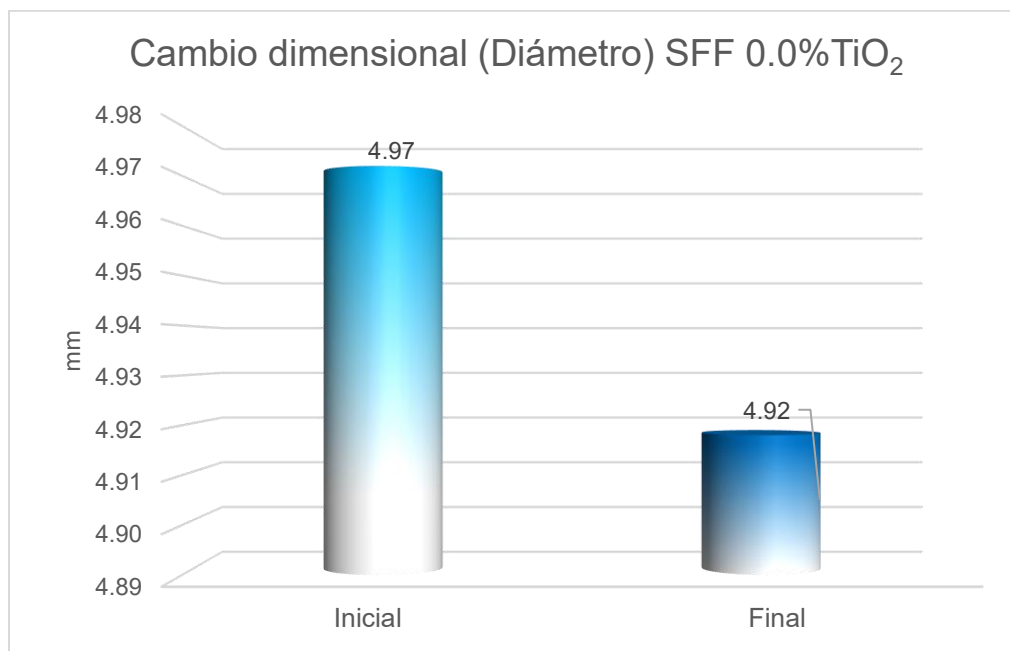
Tabla 10.- Promedios de los valores obtenidos en cambio dimensional en diámetro antes y después del proceso de esterilización.

SFF 0% TiO₂

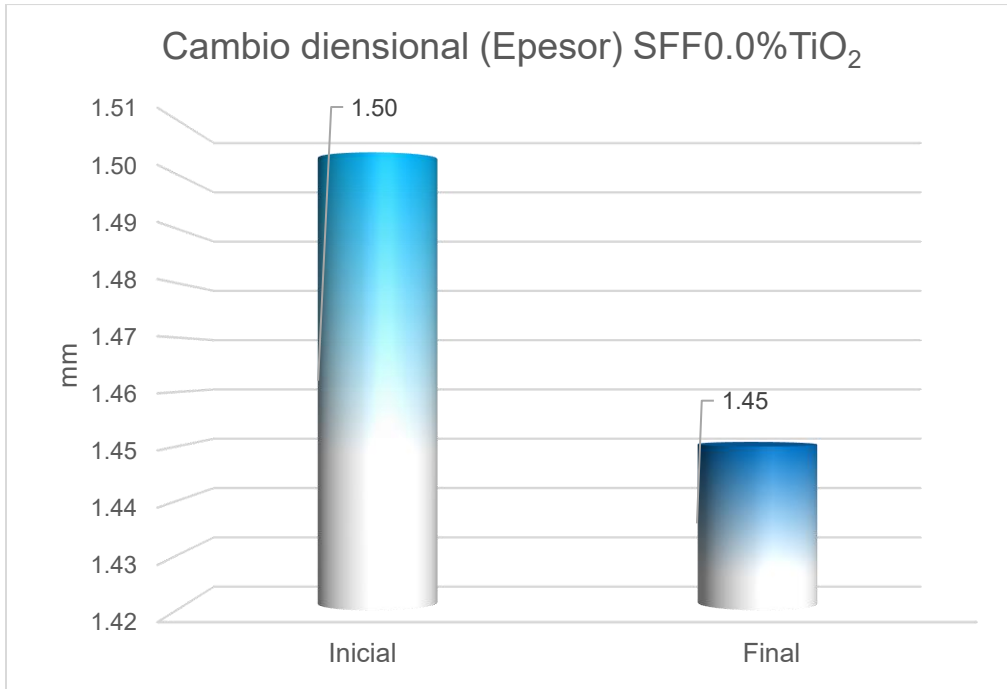
En cuanto a cambios dimensionales, el sellador a 0% de TiO₂ sufrió un encogimiento en diámetro y en espesor, los promedios se encuentran en las tablas 9 y 10.

En las gráficas 6 y 7 se observa el encogimiento en mm que tuvo el sellador sin carga, las barras representan las medias del espesor y diámetro medidos antes y después de someterlos a esterilización a calor húmedo.

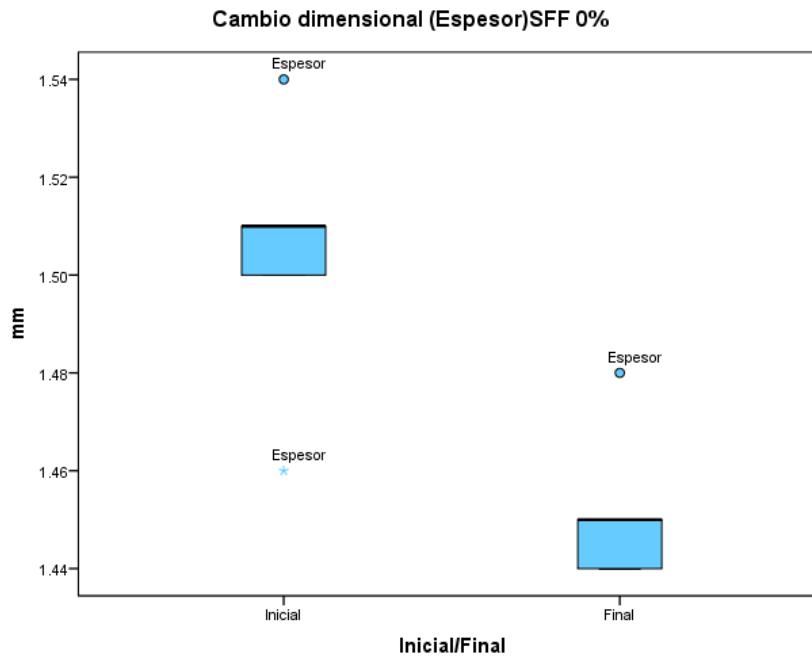
Las gráficas 8 y 9 muestran la comparación inicial y final de los cambios volumétricos que tuvo el sellador.



Gráfica 6.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador sin carga de TiO₂.

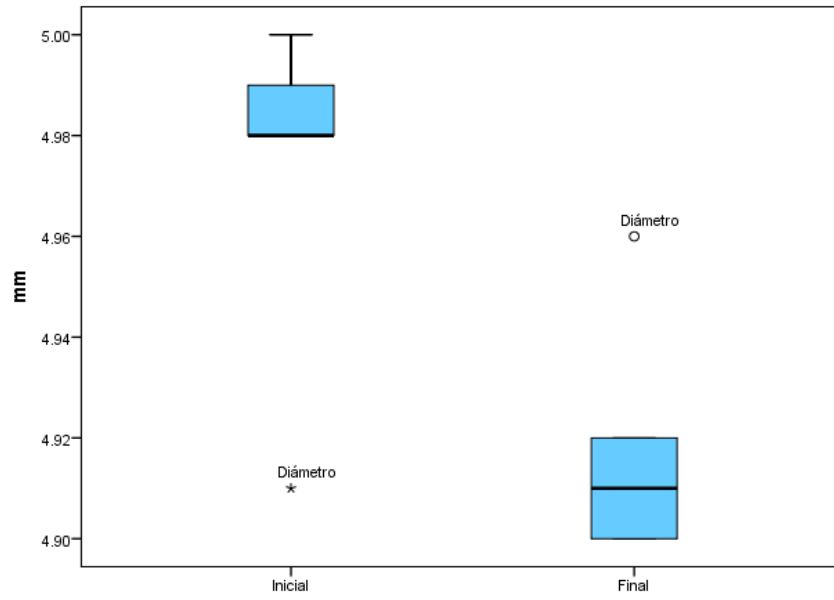


Gráfica 7.- Cambio dimensional (Epesor) para el sellador sin carga de TiO₂.



Gráfica 8.- Comparación del cambio de epesor inicial y final para el SFF a 0% de TiO₂.

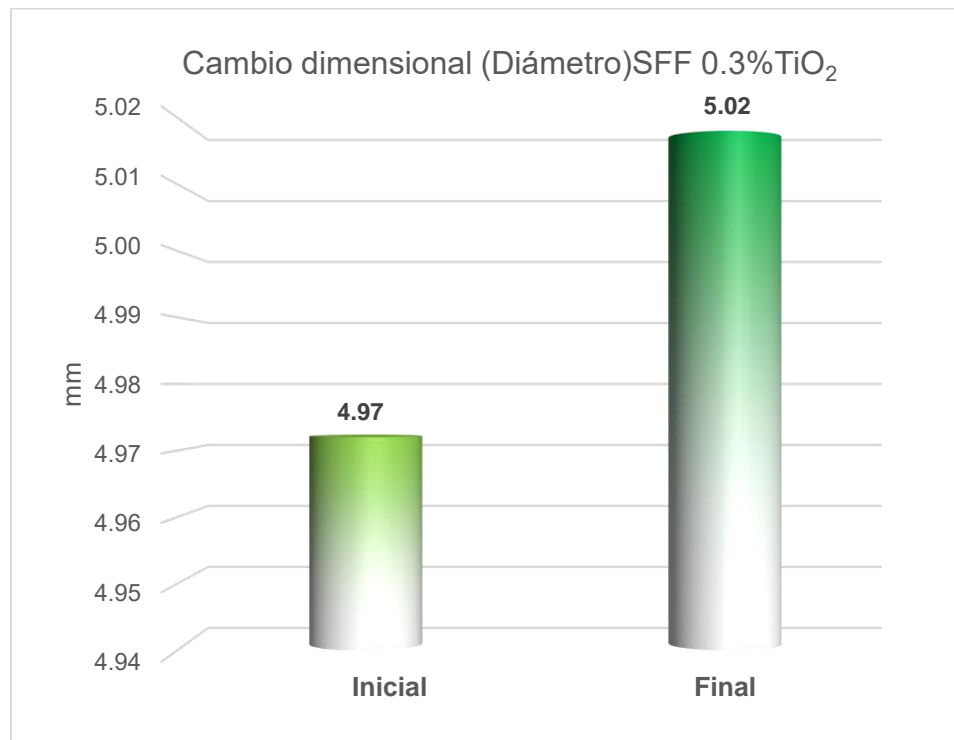
Cambio dimensional (Diámetro) SFF 0%



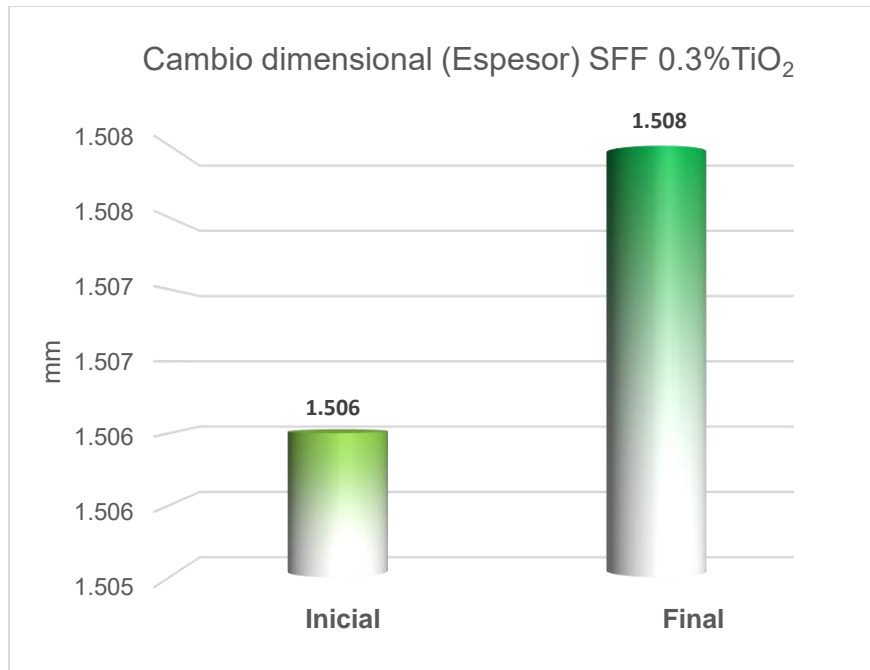
Gráfica 9.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0% de TiO_2 .

SFF 0.3%TiO₂

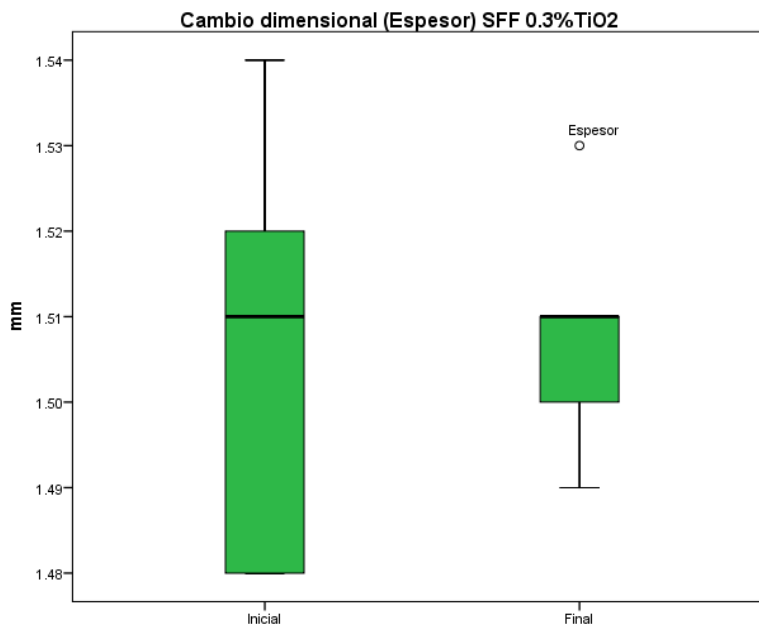
En cuanto a cambios dimensionales, el sellador a 0.3% de carga deTiO₂ sufrió una expansión volumétrica en diámetro y en espesor, los promedios se encuentran en las tablas 7 y 8. En las gráficas 10 y 11 se observa la expansión volumétrica en mm que sufrió el sellador con 0.3% de carga de TiO₂, las barras representan las medias del espesor y diámetro medidos antes y después de someterlos a esterilización a calor húmedo. Comparándolo con el sellador sin carga, podemos decir que el comportamiento de las pastillas fue de manera inversa, puesto que las pastillas sin carga sufrieron un encogimiento mientras que las pastillas del sellador con carga de TiO₂ una expansión volumétrica. Las gráficas 12 y 13 muestran la comparación inicial y final de los cambios volumétricos que tuvo el sellador.



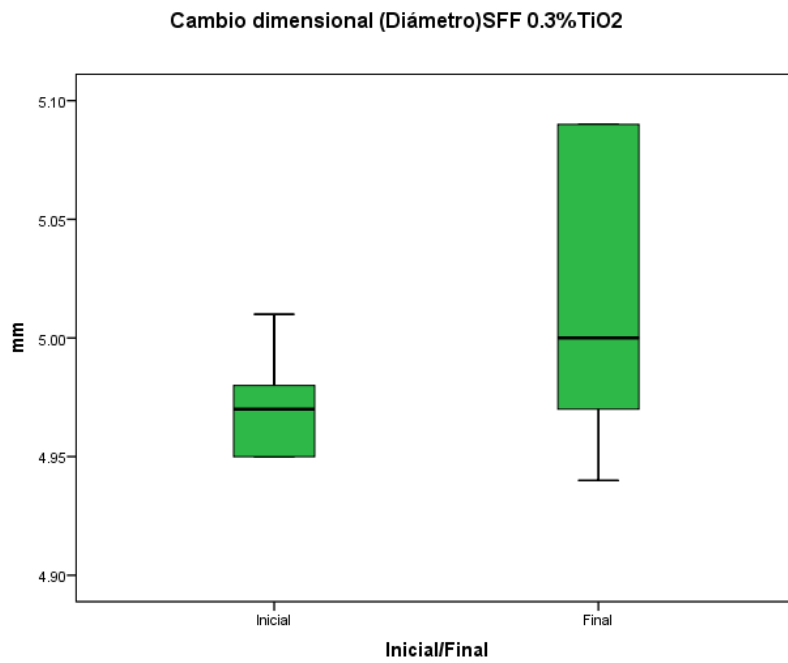
Gráfica 10.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.3% de TiO₂.



Gráfica 11.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.3% de TiO₂.



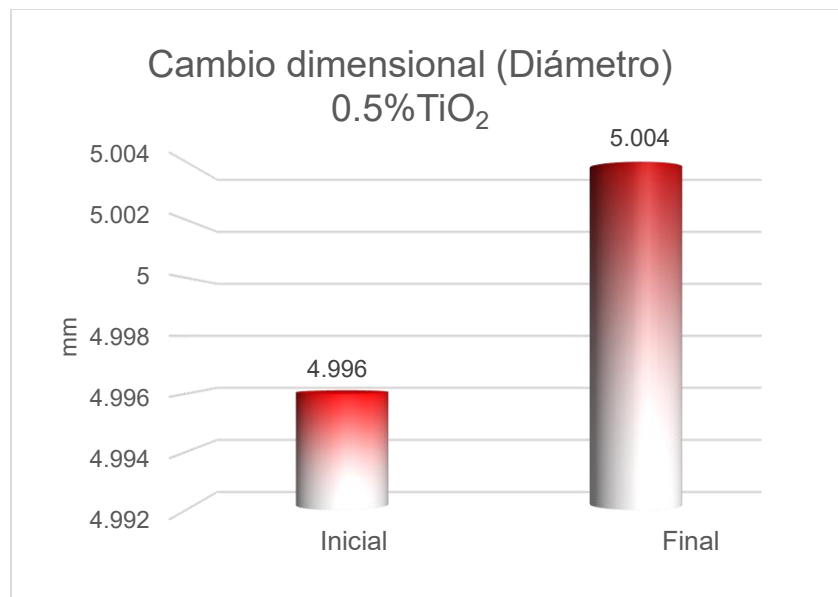
Gráfica 12.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.3% de TiO₂.



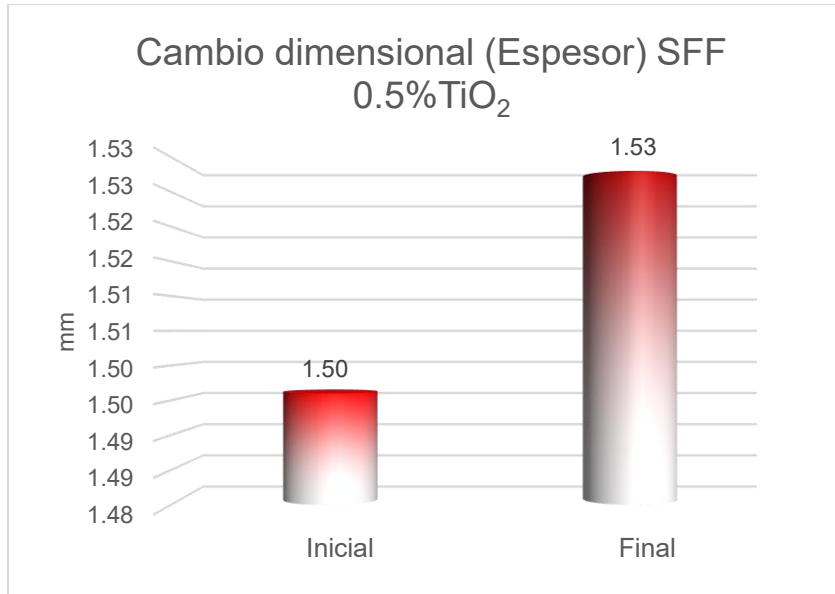
Gráfica 13.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.3% de TiO₂.

SFF 0.5%TiO₂

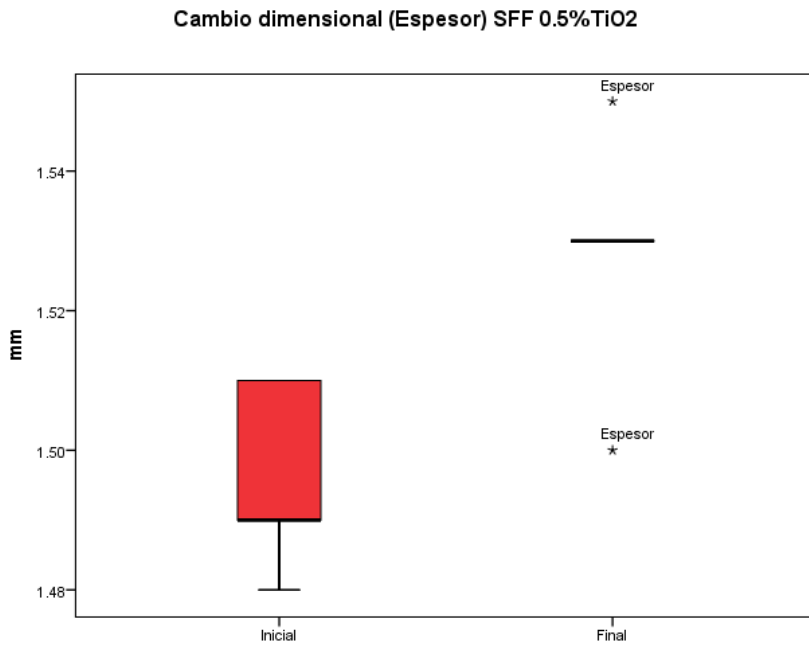
En cuanto a cambios dimensionales, el sellador a 0.5% de carga de TiO₂ sufrió una expansión volumétrica en diámetro y en espesor, los promedios se encuentran en las tablas 7 y 8. En las gráficas 14 y 15 se observa la expansión volumétrica en mm que sufrió el sellador con 0.5% de carga de TiO₂, las barras representan las medias del espesor y diámetro medidos antes y después de someterlos a esterilización a calor húmedo. Comparándolo con el sellador al 0.3% de TiO₂, podemos decir que el comportamiento de las pastillas fue de manera similar e inversa para el sellador sin carga de TiO₂. Las gráficas 16 y 17 muestran la comparación inicial y final de los cambios volumétricos que tuvo el sellador.



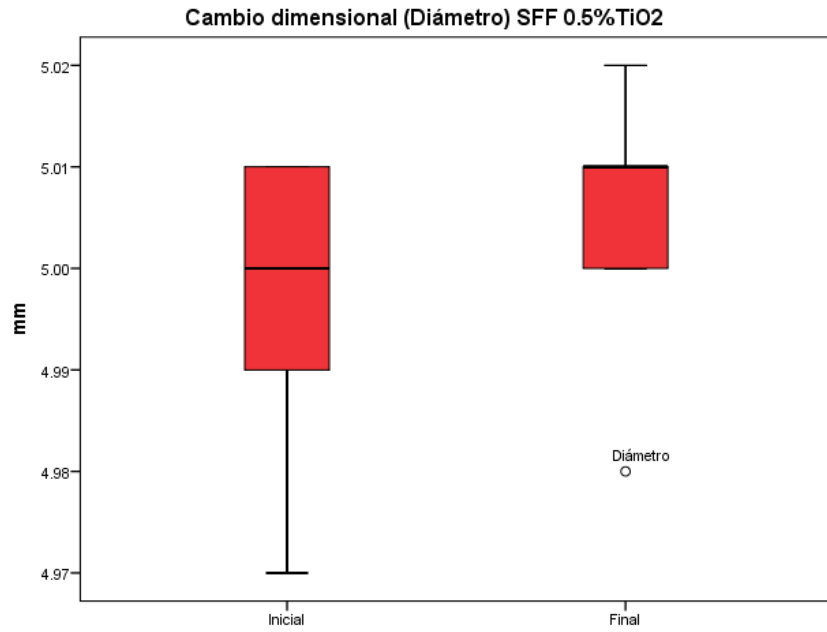
Gráfica 14.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.5% de TiO₂.



Gráfica 15.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.5% de TiO₂



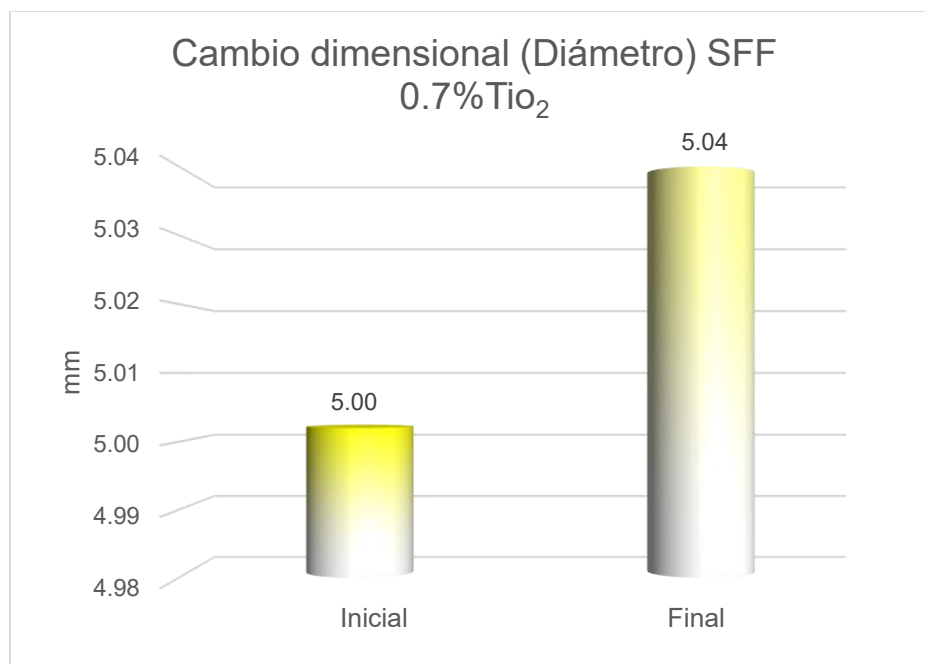
Gráfica 16.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.5% de TiO₂.



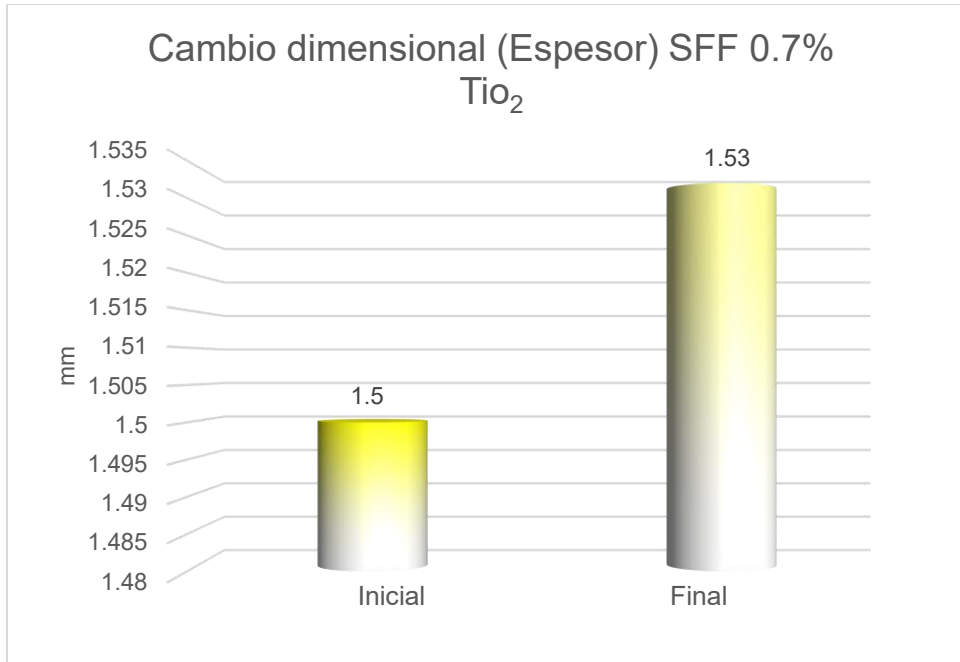
gráfica 17.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.5% de TiO₂.

SFF 0.7%TiO₂

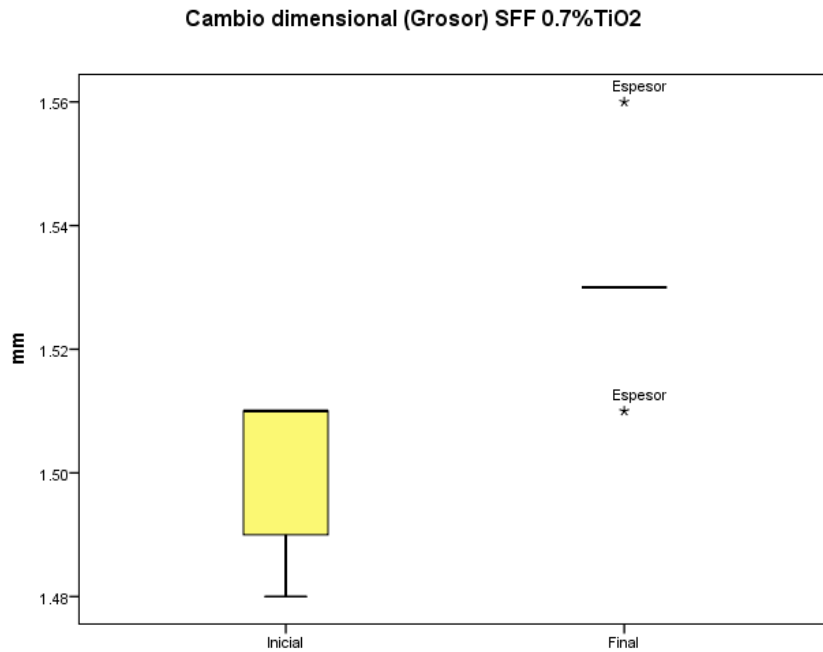
En cuanto a cambios dimensionales, el sellador a 0.7% de carga de TiO₂ sufrió una expansión volumétrica en diámetro y en espesor, los promedios se encuentran en las tablas 7 y 8. En las gráficas 18 y 19 se observa la expansión volumétrica en mm que sufrió el sellador con 0.7% de carga de TiO₂, las barras representan las medias del espesor y diámetro medidos antes y después de someterlos a esterilización a calor húmedo. Comparándolo con el sellador al 0.3% y 0.5% de TiO₂, podemos decir que el comportamiento de las pastillas fue de manera similar e inversa para el sellador sin carga de TiO₂. Las gráficas 20 y 21 muestran la comparación inicial y final de los cambios volumétricos que tuvo el sellador.



Gráfica 18.- Cambio dimensional (Diámetro) para el sellador con carga a 0.7% de TiO₂.

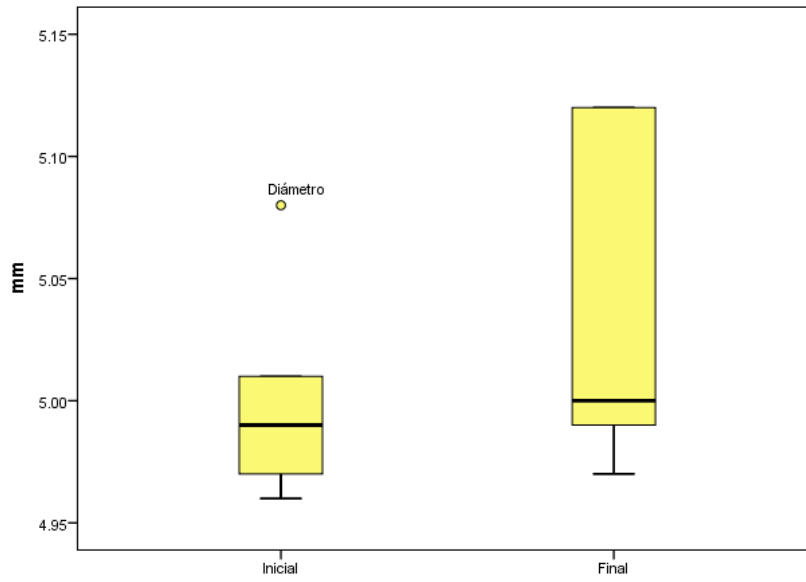


Gráfica 19.- Cambio dimensional (Espesor) para el sellador con carga a 0.5% de TiO_2 .



Gráfica 20.- Comparación del cambio de espesor inicial y final para el SFF a 0.7% de TiO_2 .

Cambio dimensional (Diámetro)SFF 0.7%TiO2



Gráfica 21.- Comparación del cambio de diámetro inicial y final para el SFF a 0.7% de TiO₂.

ENCOGIMIENTO POR POLIMERIZACIÓN

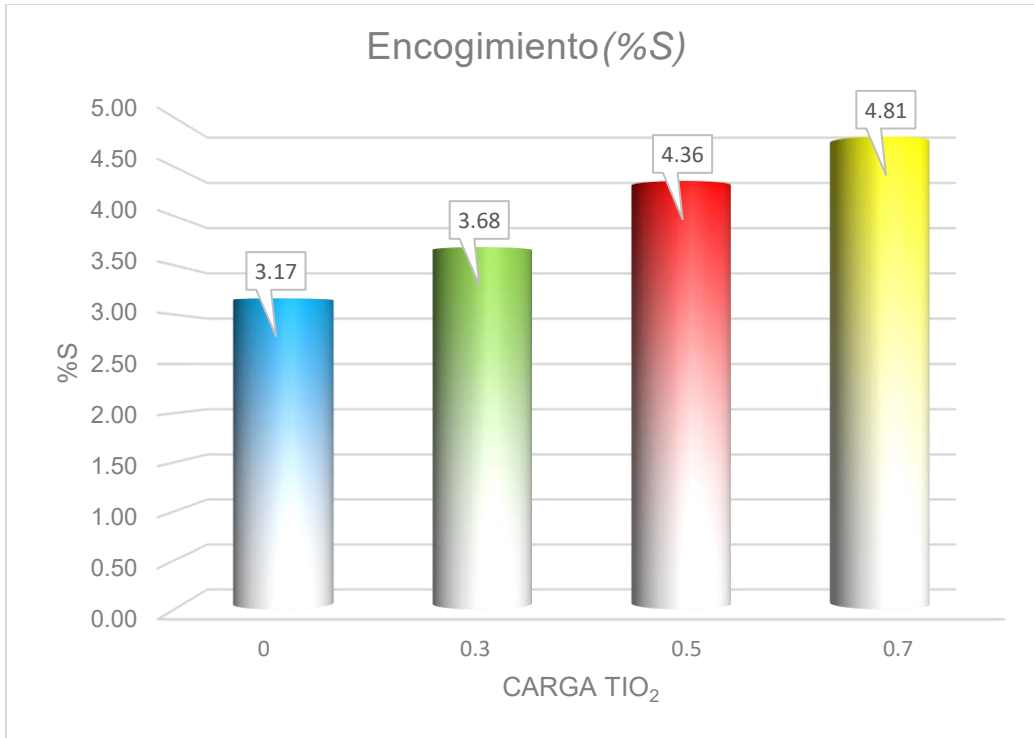
El encogimiento fue determinado por el análisis de los gráficos generados en los archivos *p/w* que al ser transformados en hojas de cálculo (Excel, Microsoft, USA) permitieron conocer el porcentaje de encogimiento por polimerización (%S) y la velocidad de polimerización (R_p). Los datos fueron transformados en gráficas y organizados en hojas de Microsoft Excel® donde se determinaron las asociaciones estadísticas mediante las medidas de dispersión y tendencia central. (Tabla 9)

Carga TiO₂	%S
0%	3.165299
0.3%	3.684818
0.5%	4.356963
0.7%	4.808225

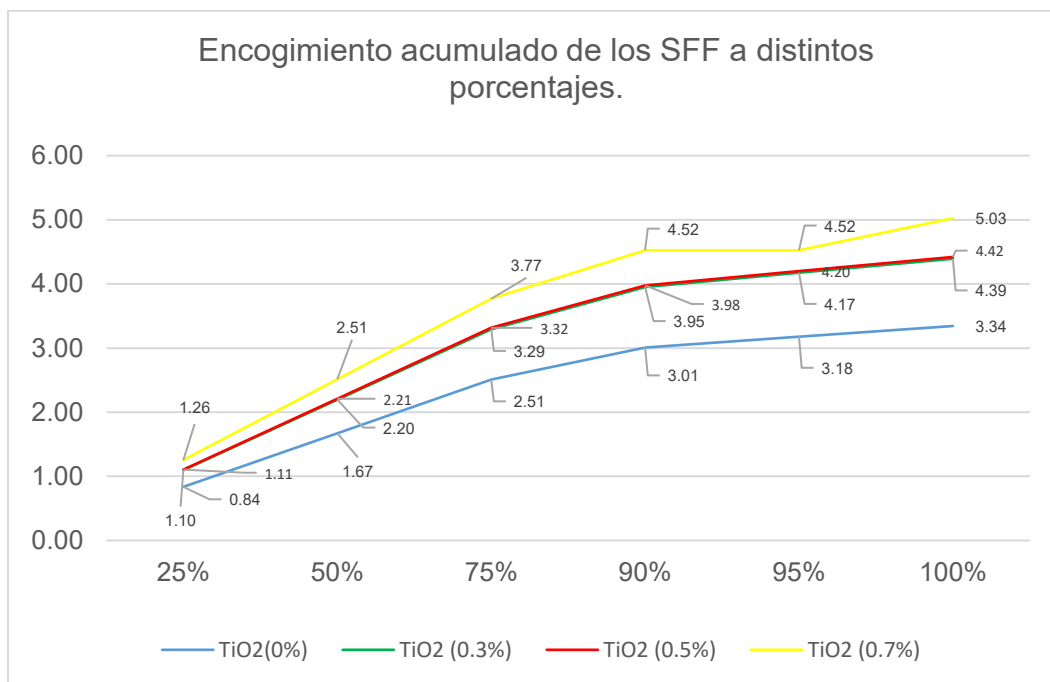
Tabla 11.- Valores promedio para contracción por polimerización.

La gráfica 22 muestra los valores promedio generales de los cuatro selladores de foseas y fisuras experimentales, la altura de las barras representa el valor promedio de encogimiento de cada material, se observa que el sellador que tuvo mayor encogimiento fue el de carga al 0.7% de TiO₂ (4.80%) y en menor grado, el sellador sin carga 0% TiO₂ (3.16%). Esto quiere decir que entre mayor carga de TiO₂, mayor fue el encogimiento.

En la gráfica 23 se muestran las curvas de encogimiento acumulado; en el eje vertical se encuentra el encogimiento porcentual (%S), y se relaciona con los cortes porcentuales (25%, 50%, 75%, 90%, y 100%) que tuvieron los selladores experimentales, es importante señalar que los selladores con carga al 0.3% y 0.5% tuvieron un encogimiento acumulado similar en los cortes porcentuales, el sellador sin carga obtuvo el menor encogimiento acumulado y el sellador con carga al 0.7% de TiO₂ fue el que mayor porcentaje obtuvo.

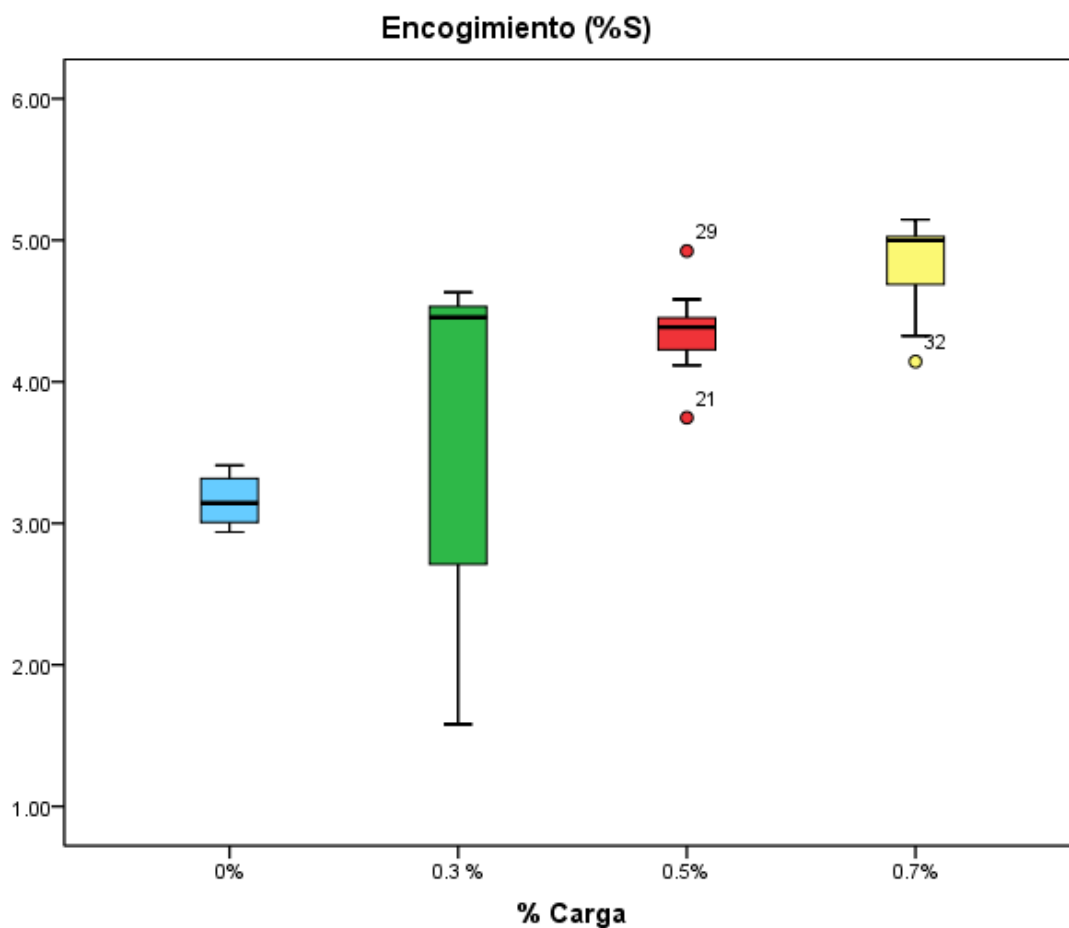


Gráfica 22.- Representación de los valores promedio para encogimiento a polimerización.



Gráfica 23.- Gráfica comparativa de encogimiento de los cuatro selladores a distintos porcentajes.

La gráfica 24 muestra la representación de los datos obtenidos en la prueba de encogimiento a la polimerización, las líneas horizontales en las cajas representan el valor de la mediana en cada uno de los grupos, es importante señalar que el encogimiento entre los grupos fue dependiente a la carga de TiO_2 añadido, pues a mayor concentración, mayor fue el encogimiento que se presentó. Se observa en las cajas que los diferentes valores de %S oscilan entre 2%, 3%, y 4% en distribución a su media.



Gráfica 24.- Representación de los resultados de encogimiento a la polimerización.

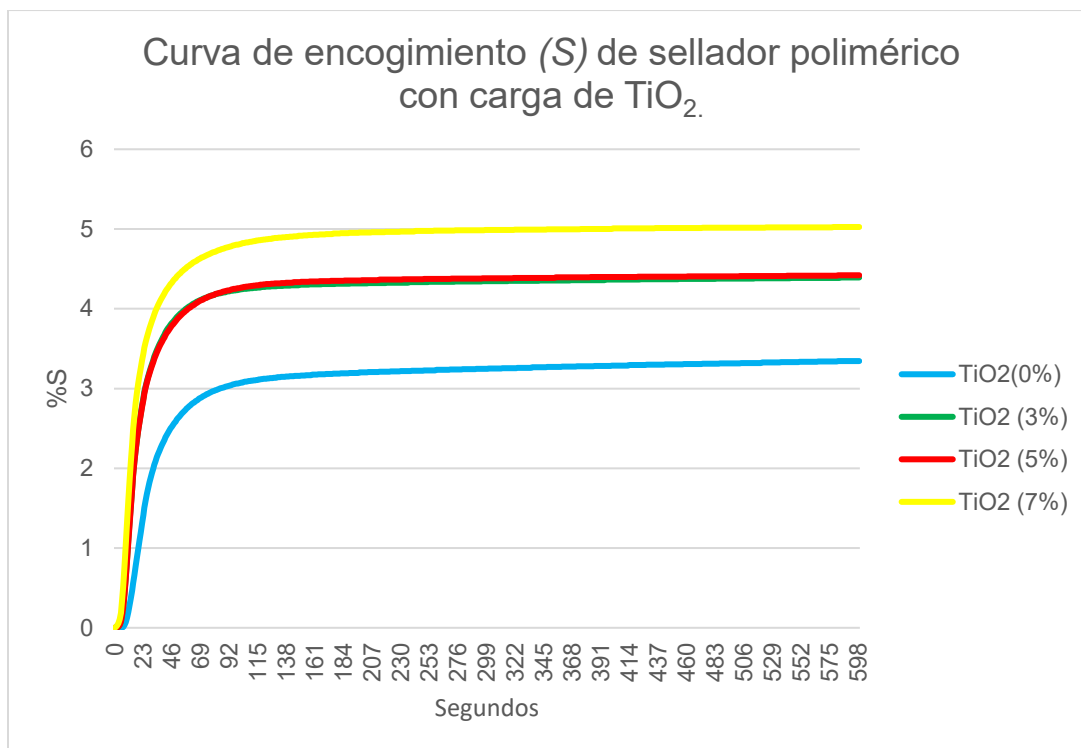
VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN

La velocidad de polimerización fue determinada por el análisis de los gráficos generados en los archivos *p/w* del programa PICOLOG™, y los cálculos obtenidos mediante el trazo de las pendientes, las cuales representan la relación de los cambios de voltaje detectados por el transductor en función del tiempo, de manera que estos datos fueron calculados por los resultados ubicados a lo largo de la curva con la fórmula descrita anteriormente. Los valores para cálculos de velocidad de polimerización y promedios de R_p se encuentran en la tabla 12.

Carga TiO₂	<i>X</i> Inicial	<i>Y</i> inicial	<i>X</i> final	<i>Y</i> Final	<i>R_p</i>
0.0%	9.4	0.036058614	31.3	1.830444618	61.69405
0.3%	1.9	0.012424713	21.8	2.248125244	86.68323
0.5%	2.6	0.117041717	20.7	2.662791634	105.8638
0.7%	2.3	0.022124303	20.5	3.066917932	125.4379

Tabla 12.- Valores promedio para cálculos de R_p (Velocidad de polimerización)

Los valores obtenidos se graficaron para determinar la reacción a los 600 segundos (gráfica 25), tiempo en el cual se dio la polimerización final. Sin embargo la velocidad de polimerización (R_p) ocurrió en los primeros minutos inmediatos a la fotopolimerización.

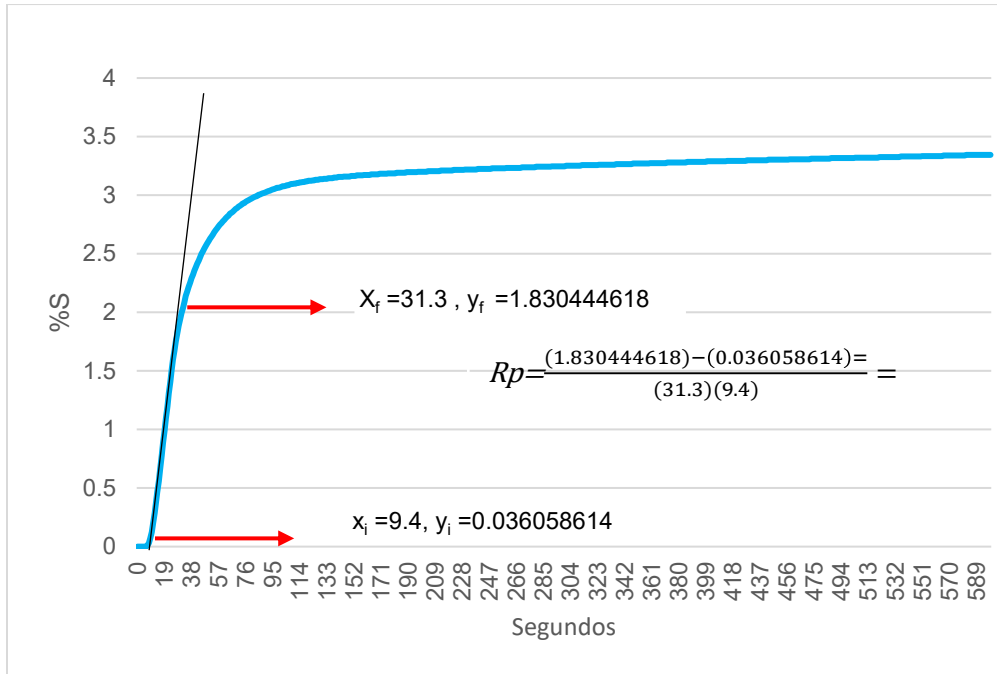


Gráfica 25.- Curvas de encogimiento (S) de los selladores probados.

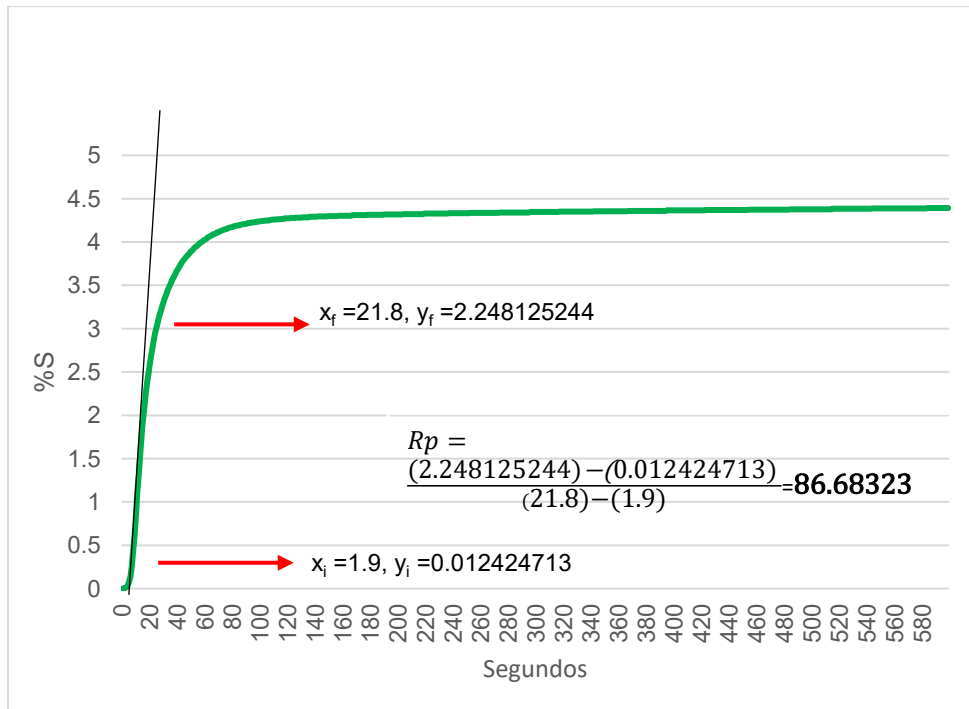
En las gráficas 26-29 se muestran las curvas de encogimiento por polimerización de los cuatro selladores experimentales. Cada gráfica se presenta con los datos de los cambios de voltaje detectados por el transductor en función del tiempo, de manera que al trazar la pendiente sobre la curva es posible calcular los resultados de velocidad de polimerización de la curva con la fórmula descrita anteriormente.

La curva de cada gráfica representa el %S y la pendiente sobre la curva corresponde a la velocidad de polimerización, es importante señalar que hubo una relación en donde, tanto la velocidad de polimerización como el encogimiento por polimerización tienen relación directa con el contenido de TiO₂ añadido, pues a mayor concentración de TiO₂ en proporción con el polímero, mayor fue la velocidad de polimerización pero también se presentó mayor encogimiento.

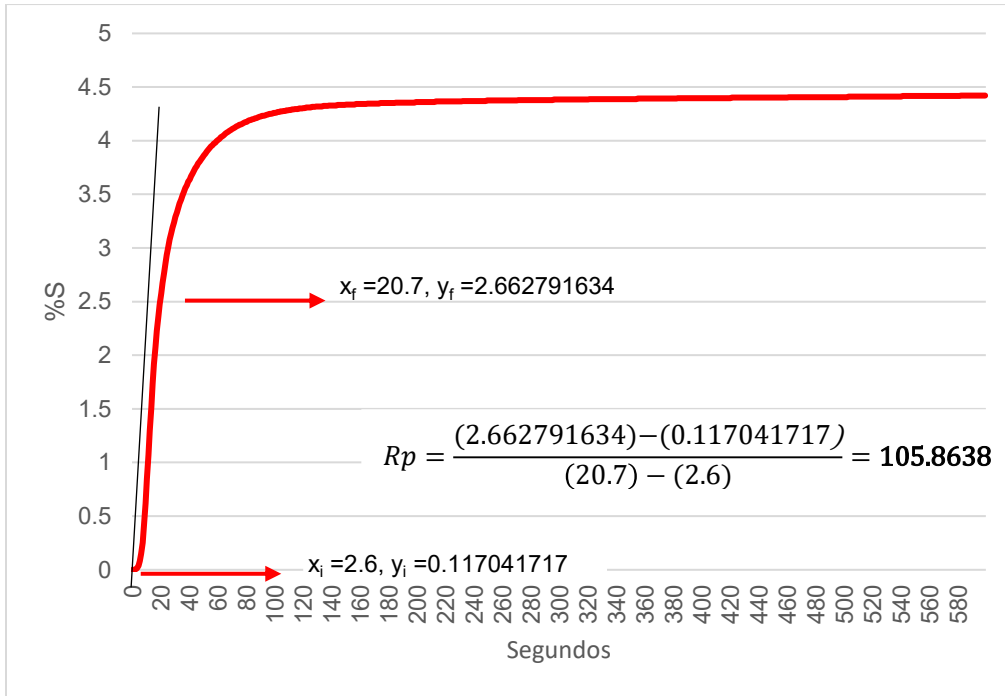
El sellador con carga al 0.0% de TiO₂ fue el que presentó menor %S, pero también fue el que menor velocidad de polimerización presentó (Gráfica 26). Mientras que el sellador al 0.7% fue el que presentó mayor %S pero menor velocidad de polimerización. (Gráfica 29)



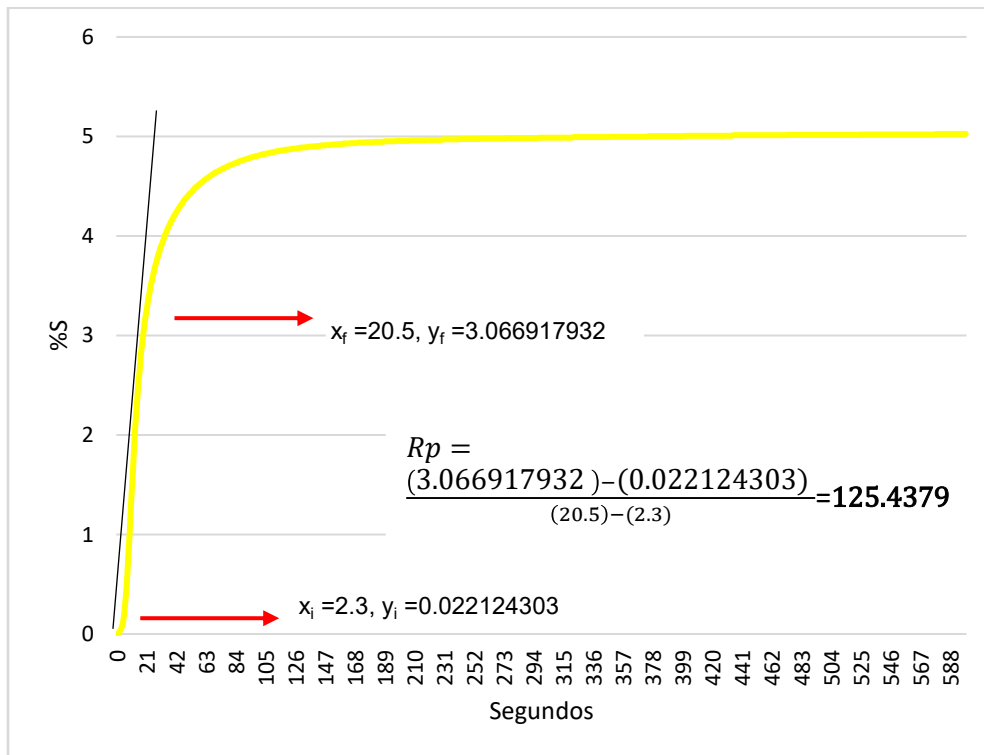
Gráfica 26.-Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0%TiO₂.



Gráfica 27.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.3%TiO₂.

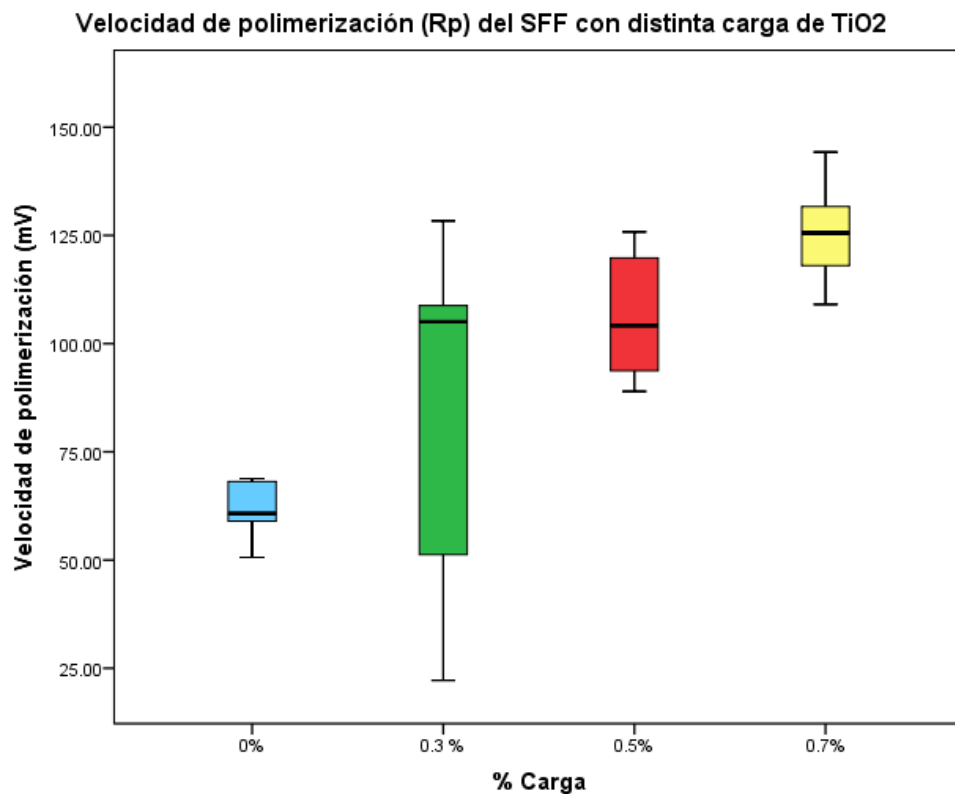


Gráfica 28.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.5%TiO₂.



Gráfica 29.- Cálculo velocidad de polimerización determinado por la recta sobre la curva de encogimiento para el sellador al 0.7%TiO₂.

La gráfica 30 muestra la representación de los datos obtenidos en la prueba velocidad de polimerización, las líneas horizontales en las cajas representan el valor de la mediana en cada uno de los grupos, es importante señalar que la velocidad de polimerización entre los grupos fue dependiente a la carga de TiO_2 añadido, pues a mayor concentración, mayor fue la velocidad de polimerización, siendo el sellador con carga al 0.7% de TiO_2 el que obtuvo los valores más grandes para esta prueba. Se observa en las cajas que los diferentes valores de %S oscilan entre 60 y 125 en distribución a su media.



Gráfica 30.- Representación de los valores de velocidad de polimerización.

Capítulo V Análisis estadístico

PROFUNDIDAD DE CURADO

Los datos para la prueba de profundidad de curado fueron organizados en grupos en el programa SPSS® V.22 (Statistical Package for Social Sciences, IBM® USA) donde se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significación ($p < 0.05$) (Tabla 13) y una prueba de Tukey para determinar las asociaciones intergrupales para su análisis.

ANOVA de un factor

Profundidad de curado (mm)					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1.351	3	0.450	41.918	.000
Intra-grupos	0.601	56	0.011		
Total	1.952	59			

Tabla 13.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de profundidad de curado.

Con base en esta prueba estadística se puede identificar que la significancia es de 0, lo que representa que hay diferencias estadísticamente significativas intergrupales, sin embargo para determinar esas asociaciones se realizó la prueba de Tukey ($p < 0.05$).

Con base a la prueba estadística de Tukey, y analizando sus resultados de la tabla 14, podemos considerar que hubo diferencias estadísticamente significativas entre todos los grupos. Se puede identificar que la significancia es diferente a 0 sólo en el grupo de 0.7% de carga de TiO_2 en comparación con el grupo de 0.5% y viceversa, teniendo una significancia de 0.926.

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Profundidad de curado (mm)

HDS de Tukey

	% Carga	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
0	0.3	-.42333*	.03784	.000
	0.5	-.23600*	.03784	.000
	0.7	-.21267*	.03784	.000
0.3	0	.42333*	.03784	.000
	0.5	.18733*	.03784	.000
	0.7	.21067*	.03784	.000
0.5	0	.23600*	.03784	.000
	0.3	-.18733*	.03784	.000
	0.7	.02333	.03784	.926
0.7	0	.21267*	.03784	.000
	0.3	-.21067*	.03784	.000
	0.5	-.02333	.03784	.926

*. La diferencia de medias es significativa al nivel .05%

Tabla 14.- Prueba de Tukey para profundidad de curado.

CAMBIO DE COLOR

Los datos para la prueba de color fueron organizados en grupos en el programa SPSS®. Se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significancia ($p < 0.05$), los valores obtenidos se encuentran en la tabla 15.

Con base en esta prueba estadística se puede identificar que la significancia es de 0.684, por lo que no hubo diferencia estadísticamente significativa en la comparación entre los grupo, ya que la comparación de las medias no permite diferenciar entre los selladores con las diferentes cargas.

ANOVA de un factor

ΔE					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	3.300	3	1.100	.505	.684
Intra-grupos	34.851	16	2.178		
Total	38.151	19			

Tabla 15.-Análisis estadístico de ANOVA para los valores obtenidos en la prueba de cambio de color.

También se aplicó una prueba de Tukey a los valores obtenidos para la prueba de cambio de color para determinar las asociaciones intergrupales y de ΔE para los valores L^* , a^* y b^* obtenidos de la medición inicial (antes de someterlos a esterilización) y la medición final (después de someterlos a esterilización). (Tabla 16). El análisis de resultados no establece asociaciones en que haya alguna diferencia estadística en el cambio de color y el porcentaje de relleno, ya que en todos los casos hubo el cambio de color.

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: ΔE HSD de Tukey

(I) % Carga		Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
0	0.3	-.20400	.93342	.996
	0.5	-.62800	.93342	.906
	0.7	-1.05600	.93342	.676
0.3	0.3	.20400	.93342	.996
	0.5	-.42400	.93342	.968
	0.7	-.85200	.93342	.798
0.5	0.3	.62800	.93342	.906
	0.5	.42400	.93342	.968
	0.7	-.42800	.93342	.967
0.7	0.3	1.05600	.93342	.676
	0.5	.85200	.93342	.798
	0.7	.42800	.93342	.967

* La diferencia de medias es significativa al nivel .05.

Tabla 16.- Prueba de Tukey para datos de profundidad de curado.

En cuanto a la comparación de los valores de ΔE entre grupos obtenidos antes y después de la esterilización no se encontraron significancias relevantes, por lo tanto que se demuestra no hubo una diferencia estadísticamente significativa.

En cuanto a los valores de ΔE , para los cuatro grupos de selladores se obtuvieron valores superiores a 4, lo que corresponden valores a un calidad "inaceptables" en los valores de umbral de tolerancia en el cambio de color.²⁹

CAMBIOS DIMENSIONALES

Los datos de los resultados para la prueba de cambios dimensionales fueron procesados estadísticamente por comparación de medias empleando la prueba paramétrica "t" de Student, (tabla 17) con un nivel de significancia ($p < 0.05$).

		Prueba de muestras independientes				
Espesor/Diámetro	% Carga TiO ₂	Prueba T para la igualdad de medias				Diferencia de medias
			t	gl	Sig. (bilateral)	
Espesor	0.0% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	3.506	8	0.008	0.052
		No se han asumido varianzas iguales	3.506	6.353	0.012	0.052
	0.3% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-0.149	8	0.885	-0.002
		No se han asumido varianzas iguales	-0.149	6.343	0.886	-0.002
	0.5% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-3.2	8	0.013	-0.032
		No se han asumido varianzas iguales	-3.2	7.418	0.014	-0.032
	0.7% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-3.138	8	0.014	-0.032
		No se han asumido varianzas iguales	-3.138	7.596	0.015	-0.032
Diámetro	0.0% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	2.777	8	0.024	0.054
		No se han asumido varianzas iguales	2.777	7.154	0.027	0.054
	0.3% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-1.401	8	0.199	-0.046
		No se han asumido varianzas iguales	-1.401	5.023	0.22	-0.046
	0.5% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-0.792	8	0.451	-0.008
		No se han asumido varianzas iguales	-0.792	7.924	0.451	-0.008
	0.7% Cambio dimensional (mm)	Se han asumido varianzas iguales	-0.967	8	0.362	-0.038
		No se han asumido varianzas iguales	-0.967	6.84	0.366	-0.038

Tabla 17.- Prueba "T" de Student para valores de la prueba de cambios dimensionales.

En cuanto a los valores obtenidos para la prueba de cambios dimensionales, no se muestran una significancia considerable para los datos de espesor y diámetro por lo tanto, se puede concluir que no hubo una diferencia estadísticamente significativa.

ENCOGIMIENTO A LA POLIMERIZACIÓN

Los datos para la prueba de encogimiento a la polimerización fueron organizados en grupos en el programa SPSS® y se aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significancia ($p < 0.05$) (tabla 18) y una prueba de Tukey (tabla 19) a los valores obtenidos para la prueba de encogimiento a la polimerización y así determinar las asociaciones intergrupales.

ANOVA de un factor					
Encogimiento (%S)					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	15.280	3	5.093	12.098	.000
Intra-grupos	15.157	36	.421		
Total	30.437	39			

Tabla 18.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de encogimiento.

Con base en esta prueba estadística se puede identificar que la significancia es de 0, y hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

En cuanto a la comparación de los valores entre grupos (tabla 19) obtenidos para la prueba de encogimiento no se encontraron asociaciones estadísticas significativas dentro del grupo sin carga y el grupo con carga al 0.3% de TiO_2 , teniendo una significancia de .178, tampoco se encontraron asociaciones estadísticas para el grupo del sellador con carga al 0.5% contra el grupo con carga al 0.3% reportando una significancia de .198, por último, tampoco se encontraron asociaciones estadísticas para el grupo de 0.7% contra el grupo de 0.5%, con una significancia de .416. Los demás grupos , si presentaron una diferencia estadísticamente significativa.

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Encogimiento (%S)

HSD de Tukey

(I) % Carga		Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
0	0.3	-.60415	.29018	.178
	0.5	-1.19166*	.29018	.001
	0.7	-1.64293*	.29018	.000
0.3	0	.60415	.29018	.178
	0.5	-.58752	.29018	.198
	0.7	-1.03878*	.29018	.005
0.5	0	1.19166*	.29018	.001
	0.3	.58752	.29018	.198
	0.7	-.45126	.29018	.416
0.7	0	1.64293*	.29018	.000
	0.3	1.03878*	.29018	.005
	0.5	.45126	.29018	.416

*. La diferencia de medias es significativa al nivel .05.

Tabla 19 .-Prueba de Tukey para datos de encogimiento.

VELOCIDAD DE POLIMERIZACIÓN

Los datos para la prueba de velocidad de polimerización fueron organizados en grupos en el programa SPSS® y se les aplicó una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significación ($p < 0.05$) (tabla 20) y la prueba de Tukey para determinar las asociaciones intergrupales (tabla 21).)

ANOVA de un factor					
Velocidad de polimerización (Rp)					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	22229.195	3	7409.732	17.176	.000
Intra-grupos	15530.736	36	431.409		
Total	37759.931	39			

Tabla 20.- Prueba paramétrica ANOVA para datos de Velocidad de polimerización.

Con base en esta prueba estadística se puede identificar que la significancia es de 0, lo que representa que hay diferencias estadísticamente significativas intergrupales, sin embargo para determinar esas asociaciones se realizó la prueba de Tukey ($p < 0.05$).

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Velocidad de polimerización (Rp)

HSD de Tukey		Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
0	0.3	-24.98918	9.28880	.050
	0.5	-44.16974*	9.28880	.000
	0.7	-63.74389*	9.28880	.000
0.3	0.3	24.98918	9.28880	.050
	0.5	-19.18056	9.28880	.184
	0.7	-38.75472*	9.28880	.001
0.5	0.3	44.16974*	9.28880	.000
	0.5	19.18056	9.28880	.184
	0.7	-19.57416	9.28880	.170
0.7	0.3	63.74389*	9.28880	.000
	0.5	38.75472*	9.28880	.001
	0.7	19.57416	9.28880	.170

*. La diferencia de medias es significativa al nivel .05.

Tabla 21.- Prueba de Tukey para datos de velocidad de polimerización.

En cuanto a la comparación de los valores entre grupos obtenidos para los datos de velocidad de polimerización no se encontraron asociaciones estadísticas significativas dentro el grupo sin carga y el grupo con carga al 0.3% de TiO₂, teniendo una significancia de .050 tampoco se encontraron asociaciones estadísticas para el grupo del sellador con carga al 0.3% contra el grupo con carga al 0.0% y 0.5% reportando una significancia de .050 y .184 respectivamente, tampoco se encontraron asociaciones estadísticas para el grupo de 0.5% contra el grupo de 0.3%, y 0.7% con una significancia de .184 y .170 respectivamente. Por último, el grupo de 0.7% no obtuvo asociación estadística con el grupo a 0.5%, reportando una significancia de .170. Los demás grupos, sí presentaron asociaciones estadísticas.

Capítulo VI.- Discusión

Cuatro selladores de fasetas y fisuras experimentales modificados con TiO_2 fueron evaluados con base en sus propiedades fisicoquímicas.

La profundidad de curado es una medida cuantitativa de la eficiencia de la polimerización, ya que el material que quede sin polimerizar puede migrar al medio bucal y producir reacciones irritantes y alérgicas en algunos pacientes³⁷, así como estimular el crecimiento de bacterias alrededor del material restaurador, además de la modificación en las propiedades mecánicas del materiales que queda en contacto con la superficie dental³⁸. La norma ISO 6874 “Selladores de fasetas y fisuras a base de polímeros” exige que los selladores de fasetas y fisuras fotopolimerizables cumplan con una profundidad de curado de 1.5 mm^{27,39}, los valores obtenidos en nuestro estudio están por encima de los requerimientos de la norma ISO 6874 para los cuatro grupos de selladores ya que cumplen este requerimiento siendo el sellador con carga al 0.3% de TiO_2 el que cumple con mayor profundidad de curado con valores promedio de 3.50mm.

Phillips, menciona con respecto a las consideraciones biológicas que “un material que se usará en la cavidad bucal debe ser inocuo para la pulpa y los tejidos blandos. Asimismo, no debe contener sustancias tóxicas que puedan ser absorbidas por el sistema circulatorio y desencadenar una respuesta tóxica general; además de no tener agentes sensibilizantes potenciales que pudieran desencadenar respuestas alérgicas. Por último, no ser potencialmente cancerígeno”⁴⁰. Las resinas compuestas que no quedan totalmente polimerizadas pueden liberar sustancias tóxicas a nivel sistémico y para la pulpa.⁴⁰ Los valores obtenidos en nuestro estudio demuestran que los selladores experimentales cumplen los requerimientos de la norma ISO 6874 para los cuatro grupos de selladores, fotocurando cantidades mayores a las exigidas por la norma, sin riesgo de liberación de material a la cavidad oral por deficiencia de polimerización.

Veranes y colaboradores en 2005 midieron la profundidad de curado en composites experimentales modificados en su relleno con cuarzo del yacimiento “El Cacahual” en combinación con cuarzo/aerosil 200 y el monómero γ -metacriloxipropil

trietoxisilano (γ -MPS) obteniendo valores superiores para los requerimientos de la norma 4049 "Materiales de restauración a base de polímeros" de profundidad de curado en comparación con fórmulas de composites convencionales.⁴¹

Por otra parte Soh y colaboradores. encontraron que la profundidad de curado de las resinas compuestas depende de la unidad de luz (lámpara utilizada) y del modo de exposición³⁸, por este motivo en nuestro estudio se decidió utilizar una lámpara fotocurado LED Bluephase, Ivoclar Vivadent®, a una irradiación de 600mW/cm², verificado por un radiómetro Demetron® a fin de estandarizar la exposición lumínica.

Los materiales poliméricos pueden presentar cambios significativos en el color al ser envejecidos. En este estudio se utilizaron pastillas de los selladores experimentales que fueron sometidos a un proceso de esterilización a calor húmedo, se tomaron de referencia los umbrales de tolerancia de la norma ISO7491 y la escala de color CIE $L^* a^* b^*$, resultando para los cuatro grupos de selladores valores de ΔE superiores a 4, equivalentes a diferencias de color "inaceptables", aunque será conveniente realizar pruebas de cambio de color según la norma específica, en nuestro estudio se realizó la esterilización en calor húmedo para realizar posteriormente pruebas de biocompatibilidad. .

En otro estudio, Turgut, a diferencia nuestra, utilizó resinas acrílicas, evaluando el cambio de color tras sumergir las muestras en diferentes enjuagues bucales, demostrando que el material que obtuvo mejor estabilidad de color fue el poli(metil metacrilato) ³⁰ Los selladores experimentales, tuvieron cambios dentro de los parámetros especificados la norma ISO 6874 lo que representan obteniendo buenos resultados.

Dashti y colaboradores midieron el cambio de color de un colorímetro Vita, ocupado para la selección de color en restauraciones directas, las muestras se sometieron a un proceso de esterilizado a calor húmedo y de desinfección química con solución Deconex®. Los resultados de su estudio arrojaron una diferencia de (ΔE), entre los dos grupos, mostrando un cambio de color significativo tanto después de la desinfección por un agente químico como por esterilización, mostrando que fue

mayor el cambio en las muestras que fueron esterilizadas que las que fueron desinfectadas⁴². En nuestro estudio los cuatro grupos de selladores tuvieron un cambio de color significativo tras ser sometidos a envejecimiento por esterilización. Adicionalmente se notó una tendencia en la que al aumentar la concentración del TiO₂ mayor fue el cambio que sufrieron en sus valores de ΔE . Los valores más altos, fueron para el sellador con carga al 0.7% y los menores para el sellador al 0%.

La diferencia entre encogimiento y contracción es que, el encogimiento es un cambio en la relación que existe entre la distancia de las moléculas de monómero libre débilmente unido por fuerzas Van Der Waals y la distancia entre los monómeros estrechamente unidos por un enlace covalente en el polímero. Las moléculas de la matriz de una resina se encuentran alejadas unas de otras, a una distancia promedio de 4 nm antes de la polimerización. Al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm dando como resultado una reducción volumétrica. Quiere decir que hubo un encogimiento del 38%. En otras palabras, el encogimiento es un cálculo no una medición. Dicho de otra forma es un cambio dimensional de volumen de la masa al ser activada por factores externos, en este caso por una lámpara fotoactivadora, logrando una disminución del volumen del material.⁴³

La contracción por polimerización es un problema de suma importancia en los composites dentales. Esta contracción disminuye la efectividad del sellado del material, ya que cuando la resina endurece y se contrae se afecta la adherencia al diente, se generan fisuras y otros defectos que permiten la microfiltración y la formación de nuevas caries. Esta contracción también disminuye las propiedades mecánicas de la resina colocada. De tal modo que al utilizar una lámpara que inicie con una intensidad baja y luego se incremente se puede lograr que la fase de pre gel se prolongue disminuyendo de esta manera las fuerzas que se puedan generar al momento de encogerse la resina.⁴³

Labella y colaboradores midieron el grado de encogimiento en distintos composites fluidos y no fluidos, concluyendo que los composites fluidos mostraron una mayor contracción que los composites no fluidos, sugiriendo que hacen falta más estudios que determinen el encogimiento debido al interés clínico.⁴⁴

Martínez y colaboradores reportaron el intervalo de contracción mediante el método “bonded-disk” de una resina fotopolimerizable de Bis-GMA/TEGDMA modificada con poli[bis(2-hidroxietilmetacrilato)-fosfaceno] y poli[bis(2-hidroxietilmetacrilato)-injerto-poli(ácido láctico)-fosfaceno] a diferentes concentraciones, reportando que se logró un rendimiento en la modificación del composite logrando una contracción más baja, especialmente en la de relación 1:6 de HEMA⁴³.

Capítulo VII.- Conclusiones

- Los valores de profundidad de curado están por encima de los requerimientos de la norma ISO 6874 para los cuatro grupos de selladores, siendo el sellador con carga al 0.3% de TiO₂ el que cumple con mayor profundidad de curado, y en menor grado el sellador con carga al 0.0% de TiO₂.
- Los cuatro grupos de selladores tuvieron valores de ΔE superiores a 4, equivalentes a diferencias de color "inaceptables".
- Las pastillas al 0.0% de TiO₂ tuvieron un encogimiento volumétrico tras someterlas a un proceso de esterilización, mientras que las pastillas con carga al 0.3%, 0.5%, 0.7% de TiO₂ tuvieron una expansión volumétrica.
- El sellador que tuvo mayor encogimiento a la polimerización fue el de carga al 0.7% de TiO₂ y en menor grado, el sellador sin carga 0%TiO₂. Esto quiere decir que entre mayor carga de TiO₂, mayor fue el encogimiento.
- El sellador con carga al 0.7% de TiO₂ fue el que presentó mayor velocidad de polimerización y el sellador al 0.0% de TiO₂ el que presentó menor velocidad de polimerización, esto quiere decir que, entre mayor carga de TiO₂, mayor velocidad de polimerización tuvieron los selladores.

Referencias Bibliográficas.

1. Faleiros Chioca S, Urzúa Araya I, Rodríguez Martínez G, Cabello Ibacache R. Uso de sellantes de fosas y fisuras para la prevención de caries en población infanto-juvenil: Revisión metodológica de ensayos clínicos. *Rev clínica periodoncia, Implantol y Rehabil oral*. 2013;6:14-19.
2. Medina Solís CE, Maupomé G, Ávila Burgos L, Pérez Núñez R, Pelcastre Villafuerte B, PontigoLoyola AP. Políticas de salud bucal en México: Disminuir las principales enfermedades. Una descripción. *Rev Biomed*. 2006;269(4):18.
3. Ivoclar Vivadent. Helioseal, Fissure sealants for customized oral health management. www.ivoclarvivadent.com. Published 2017.
4. Swift Jr. EJ. *Pit and Fissure Sealants*. Vol 12. 1st ed. (Bekes Katrin, ed.). Viena; 2000.
5. Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Fund Acta Odontológica Venez*. 2008;46(3):1-19.
6. Henestroza G. *Adhesion En Odontología Restauradora*. (MAIO, ed.). Perú: MAIO; 2003:116-118.
7. Rivas Gutiérrez J. Devenir histórico de los selladores de fosetas y fisuras. *Rev la Asoc Dent Mex*. 2002;59.
8. Ramírez Ortega P, Barceló Santana F, Pacheco Flores ML, Ramírez Flores F. Adhesión y microfiltración de dos selladores de fosetas y fisuras con diferente sistema de polimerización. *Rev Odontológica Mex*. 2007;11:70-75.
9. Bharti R, Wadhvani K, Tikku A, Chandra A. Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):204.
10. Mejàre I, Lingström P, Petersson LG, et al. Caries preventive effect of fissure sealants: A systematic review. *Acta Odontol Scand*. 2003;61(6):321-330.
11. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of

- various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(1):89-94.
12. Bravo M, Montero J, Bravo JJ, Baca P, Llodra JC. Sealant and fluoride varnish in caries: A randomized trial. *J Dent Res.* 2005;84(12):1138-1143.
 13. Tilliss TSI, Stach DJ, Hatch RA, Cross-Poline GN. Occlusal discrepancies after sealant therapy. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):223-228.
 14. Azarpazhooh A, Main PA. Pit and Fissure Sealants in the Prevention of Dental Caries in Children and Adolescents : *J Can Dent Assoc (Tor).* 2008;74(2):171-177.
 15. 3M™ ESPE™. Clinpro™ Sellador Nueva tecnología del cambio de color. www.3MESPE.com. Published 2001.
 16. Ntaoutidou S, Arhakis A, Tolidis K, Kotsanos N. Clinical evaluation of a surface pre-reacted glass (S-PRG) filler-containing dental sealant placed with a self-etching primer/adhesive. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2018;10(7):7.
 17. Wong MCM, Clarkson J, Glenny AM, et al. Cochrane reviews on the benefits/risks of fluoride toothpastes. *J Dent Res.* 2011;90(5):573-579.
 18. Flamee S, Gizani S, Caroni C, Papagiannoulis L, Twetman S. Effect of a chlorhexidine/thymol and a fluoride varnish on caries development in erupting permanent molars: a comparative study. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2015;16(6):449-454.
 19. Shaw AJ, Carrick T, McCabe JF. Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. *J Dent.* 1998;26(4):355-359.
 20. Asefi S, Eskandarion S, Hamidiaval S. Fissure sealant materials: Wear resistance of flowable composite resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2016;10(3):194-199.
 21. Beltrán Rico M, Marcilla Gomis A. *Estructura y Propiedades de Los Polímeros.*; 2012. <http://iq.ua.es/TPO/Tema1.pdf>.
 22. Hervás García A, Angel MLM, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos

- Galve P. Resinas compuestas . Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006. 2006:215-220.
23. Chetan A K, Stansbury W J, Schultheisz R C, Antonucci M J. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater*. 2003;19(7):584-588. doi:10.1016/S0109-5641(02)00108-2
 24. Cuevas E, D'Accorso N, Herrera A, Olvera G, Zamarripa E. Uso en odontología de resinas polimerizadas por apertura de anillos. https://www.uaeh.edu.mx/investigacion/icsa/LI_Biomate/Juan_Zama/anillos.pdf. Published 2015. Accessed June 27, 2018.
 25. Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, et al. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from Bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect*. 2000;108(1):21-27.
 26. Söderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*. 1999;130(2):201-209.
 27. ISO. 6874-2015 Polymer-based pit and fissure sealants; 2015.
 28. Marchante Rodríguez V. Evaluación Preliminar de Propiedades Físicas y Ópticas de Polímeros Termoplásticos Coloreados con Nanopigmentos y otros Pigmentos Convencionales. 2008.
 29. Hunter L. Hunter L, a, b vs CIE L*, a*,b* Application note. The world's true measure of color. <https://www.hunterlab.com/duplicate-of-an-1005-hunterlab-vs-cie-lab.pdf>. Published 2012. Accessed August 20, 2008.
 30. Turgut S, Bagis B, Aydogan Ayaz E, et al. Discoloration of Provisional Restorations after Oral Rinses. *Ivyspring Int Publ Int J Med Sci*. 2013;10.
 31. Barreto Orozco R, Gayosso CÁ, Ibarra JG. Fotopolimerización de resinas compuestas a través de diversos espesores de tejido dental. *Rev Odontológica Mex*. 2015;19(4):222-227.

32. Vargas López Paola. Adhesión de resinas compuestas en superficies remineralizadas en esmalte. 2017. Tesis de licenciatura Facultad de Odontología, UNAM.
33. Ochoa Y, Ortégón Y, Enrique J, Páez R. Síntesis de TiO₂, fase anatasa, por el método sol-gel: estudio del efecto de la presencia de Acach en el sistema Synthesis of TiO₂, anatase phase by the sol-gel method: study of the effect of the presence of Acach in the system. *Rev Fac Ing Univ Antioquia* N°. 2010;52:29-40.
34. L. tjerling G, Williams JC. *Titanium: Engineering Materials and Processes*. Vol Second Edi. 2nd ed. Germany: Springer; 2007 :540-730
35. Herraiz Lalana E. Estudio de aleaciones de Titanio pulvimetalúrgicas con adición de Fe y Cr. 2012. doi:dgsdg Tesis de licenciatura, Universidad Carlos III de Madrid.
36. Dióxido de Titanio. Ficha técnica. In: ; 2017:9. www.gtm.net. Accessed June 26, 2018.
37. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of Dental Materials*.; 2009. Germany: Springer; 2008:99-130.
38. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*. 2004;29(1):9-15. <http://www.jopdent.org/>. Accessed November 7, 2018.
39. ISO 4049: 2009 E. Dentistry-Polymer-based restorative materials. International Standar. www.iso.org. Published 2009. Accessed October 25, 2018.
40. Anusavice KJ, Diorki J. *Phillips. Ciencia de Los Materiales Dentales*. 1st ed. (Elsevier, ed.). Madrid, España; 2004.
41. Veranes Pantoja Y, Fernando AM, Álvarez Brito R, Gil Mur FJ. Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales. *RCOE*. 2005;10:10.

42. Dashti H, Moraditalab A, Mohammadi M, Haghi HR. Assessment of Color Changes in Vita 3D-Master Shade Guide after Sterilization and Disinfection. *Rajati al JDMT*. 2017;6(2):48-53. <http://vident.com/products/shade->. Accessed October 24, 2018.
43. Martínez-Ceballos EC, Vera Graziano R, Martínez Barrera G, Olea Mejía O. Análisis del efecto del poli [bis (HEMA) -fosfaceno] y poli [(HEMA- g-PLA) fosfaceno] en la contracción de fotopolimerización de Bis-GMA : TEGDMA. *Soc Mex Cienc y Tecnol Superf y Mater*. 2012;25(1):21-25.
44. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 1999;15(2):128-137.