



Universidad Autónoma del Estado de México
Facultad de Odontología

Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología
"Dr. Keisaburo Miyata"
Especialidad en Odontopediatría

Efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow y sellador de fosas y fisuras Heliobond F Plus, Ivoclar Vivadent

Proyecto Terminal
Para obtener el Diploma de
Especialista en Odontopediatría

Presenta:

C.D. Alejandra Lizeth Ramírez Galván

Director

Dra. en O. Rosalía Contreras Bulnes

Co-Director

Dra. en C. S. Laura Emma Rodríguez Vilchis



Toluca, Estado de México, junio de 2022

Índice

Contenido	No. Página
Resumen.....	5
1. Antecedentes.....	6
1.1. Materiales Dentales.....	6
1.1.1 Definición.....	6
1.1.2 Historia.....	6
1.1.3 Clasificación	7
1.1.4 Propiedades	8
1.1.4.1 Propiedades biológicas.....	9
1.1.4.2 Propiedades físicas.....	9
1.1.4.3 Propiedades químicas.....	10
1.1.4.4 Propiedades mecánicas.....	10
1.1.5 Rugosidad superficial.....	12
2.1 Selladores de fosas y fisuras.....	13
2.1.1 Definición.....	13
2.1.2 Historia.....	13
2.1.3 Clasificación	15
2.1.3.1 Selladores a base de resina	15
2.1.3.2 Selladores a base de cemento de ionómero de vidrio.....	16
2.1.3.3 Selladores a base de resina modificada con poliácido.....	16
2.1.3.4 Selladores de ionómero de vidrio modificados con resina.....	16
2.1.4 Características del sellador dental.....	16
2.1.5 Propiedades de los selladores.....	17
2.1.6 Criterios de selección para la colocación de selladores.....	17
2.1.6.1 Indicaciones.....	18
2.1.6.2 Contraindicaciones.....	19
2.1.7 Ventajas.....	19
2.1.8 Desventajas.....	19
2.1.9 Preparación dental para su colocación.....	19
2.1.10 Selladores disponibles en el mercado.....	21

2.1.11 Sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus.....	21
3.1 Resinas fluidas.....	22
3.1.1 Definición.....	22
3.1.2 Historia.....	22
3.1.3 Requisitos de las resinas.....	23
3.1.4 Propiedades de las resinas fluidas.....	23
3.1.5 Criterios de selección.....	25
3.1.5.1 Indicaciones.....	25
3.1.5.2 Contraindicaciones.....	25
3.1.6 Ventajas	25
3.1.7 Desventajas.....	26
3.1.8 Resina fluida Tetric N-Flow.....	26
4.1 Modelos de desmineralización.....	27
4.1.1 Desmineralización.....	27
4.1.2 Historia.....	27
4.1.3 Etapas de desmineralización.....	28
4.1.4 Modelos de desmineralización.....	28
4.1.4.1 Modelo in vitro.....	29
4.1.4.1.1 Indicaciones.....	29
4.1.4.1.2 Ventajas.....	29
4.1.4.1.3 Desventajas.....	29
4.1.4.1.4 Clasificación.....	29
4.1.4.1.4.1 Modelo químico in vitro.....	29
4.1.4.1.4.2 Modelo microbiano in vitro.....	30
4.1.4.2 Modelo in situ.....	32
4.1.4.2.1 Ventajas.....	32
4.1.4.2.2 Desventajas.....	32
4.1.4.2.3 Clasificación.....	33
4.1.4.3 Modelo en animales.....	34
4.1.4.3.1 Indicaciones.....	34
4.1.4.3.2 Ventajas.....	34

4.1.4.3.3 Desventajas.....	34
2. Planteamiento del problema.....	35
3. Justificación.....	36
4. Hipótesis.....	37
5. Objetivos.....	38
6. Materiales y métodos.....	39
6.1 Diseño del estudio.....	39
6.2 Universo.....	40
6.3 Muestra.....	40
6.4 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	40
6.5 Variables.....	41
6.6 Procedimiento.....	42
6.7 Consideraciones bioéticas.....	43
6.8 Análisis estadístico.....	44
7. Resultados.....	45
8. Discusión.....	46
9. Conclusiones.....	49
10. Referencias.....	50
11. Anexos.....	58
11.1 Formato de registro resina fluida.....	58
11.2 Formato de registro sellador de fosas y fisuras.....	59

Resumen

Introducción: Los materiales dentales deben poseer propiedades que les permitan cumplir con una vida útil en el medio ambiente bucal. Una propiedad poco estudiada es la rugosidad superficial, que influye en la capacidad de desgaste, resistencia a la fatiga, resistencia a la corrosión y adherencia de bacterias a la superficie de un material.

Objetivos: Comparar el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) y sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF_P), Ivoclar Vivadent.

Metodología: Estudio comparativo *in vitro*, muestra por conveniencia de 26 discos de 5 mm de Ø y 2 mm de grosor, n=13 por cada material. La rugosidad de los materiales se midió con un rugosímetro (Surface Roughness Tester SJ-310, Mitutoyo, Tokio, Japan) antes y después de ser inmersos en una solución desmineralizante, durante 4 días a una temperatura de 37° C. Se evaluaron los parámetros Ra y Rz bajo las siguientes condiciones: λ 0.5 mm, módulo de medición 0.08 mm, velocidad 0.25 mm/s y filtro de Gauss). Se empleó el paquete estadístico SPSS 25 (SPSS IBM, NY, EUA), se aplicaron las pruebas Kolmogorov-Smirnov, Wilcoxon para muestras relacionadas y U de Mann-Whitney ($p \leq 0.05$). Proyecto aprobado por el Comité de Ética en Investigación del CIEAO (CEICIEAO-2021-012).

Resultados: Existieron diferencias significativas entre los dos materiales evaluados, para ambos parámetros de rugosidad, antes (AD) y después (DD) de la desmineralización. SFF_HF_P obtuvo los valores Ra más bajos AD ($0.019 \pm 0.003 \mu\text{m}$), así como los más altos DD ($0.035 \pm 0.003 \mu\text{m}$). RF_TN-F mostró los valores Rz más altos AD y DD ($0.161 \pm 0.031 \mu\text{m}$ y $0.224 \pm 0.033 \mu\text{m}$, respectivamente).

Conclusiones: La inmersión en solución desmineralizante incrementó la rugosidad superficial (Ra y Rz) de los materiales evaluados, con efectos más marcados en el sellador de fosas y fisuras.

1. Antecedentes

1.1 Materiales Dentales

Con el paso del tiempo la odontología ha evolucionado constantemente, motivo por el cual los materiales y métodos utilizados han cambiado con el fin de resolver las necesidades de los pacientes; partiendo desde el uso de huesos, conchas y cerámicas hasta llegar a los biomateriales que utilizamos actualmente.

1.1.1 Definición

Entendemos como materiales dentales aquellas sustancias o elementos empleados en la práctica odontológica¹ con el fin de modificar, prevenir, diagnosticar, aliviar o curar estados patológicos en el paciente.²

1.1.2 Historia

Se cree que la Odontología como especialidad tuvo su origen aproximadamente en el año 3000 a. C de acuerdo con los hallazgos obtenidos de la cultura egipcia, en la que destaca el nombre de Hesi Re y la presencia de dientes tallados en marfil.³ Después del 2500 a. C., los fenicios utilizaban bandas y alambres de oro. Alrededor del año 700 a. C los etruscos utilizaban marfil y hueso, para construir prótesis parciales que se ajustaban a los dientes naturales por medio de bandas o alambres de oro, también se les atribuyen los primeros registros de materiales para implantes dentales. Alrededor del año 600 a. C. los mayas utilizaron implantes hechos de segmentos de conchas marinas que se aplicaba en los alvéolos de órganos dentarios anteriores; al igual que los aztecas también empleaban incrustaciones de oro repujado, minerales y piedras preciosas, como jade, turquesa, pirita con fines estéticos.⁴

La primera obturación dental en una mandíbula humana fue hallada en Eslovenia, data de más de 6500 años de antigüedad, en esta se observa un desgaste importante de un canino donde se pudo encontrar restos de cera de abeja.³

En el siglo XVIII se optó por utilizar diversos materiales, entre ellos trozos de piedra, marfil, dientes humanos, resina de trementina, corcho, goma y láminas de metal (plomo y estaño).

Las láminas de oro también se empleaban en la restauración dental, Pfaff las utilizaba para cubrir la cámara pulpar; en 1746 Mouton desarrolló las coronas de oro, sin embargo, estas fueron patentadas por Beers en 1873. Posteriormente para 1816, Taveau desarrolló en Francia la que probablemente sea la primera amalgama dental; al mezclar monedas de plata con mercurio sin embargo sus propiedades no fueron las mejores en ese momento. En 1948 Arculanus recomendó el uso de láminas de oro para obturaciones dentales.

En 1928 la Asociación Dental Americana (ADA, por sus siglas en inglés) asumió junto con un grupo de investigadores las primeras responsabilidades para realizar investigación en materiales dentales.⁴

1.1.3 Clasificación

Existe una amplia variedad para clasificar a los materiales dentales, entre las cuales encontramos:

- a. **De acuerdo con su estructura:** es necesario tener en cuenta que la materia y por consecuente los materiales, están compuestos por átomos que comparten características y permiten agruparlos de acuerdo con los grupos de elementos que conformaran, siendo estos metálicos, cerámicos, orgánicos y combinados.¹

Los materiales pueden, a su vez, presentarse con una estructura interna ordenada (cristalina), como es común en los metálicos o desordenada (amorfa), como en el caso de los orgánicos, en los cerámicos es probable encontrar estructuras cristalinas y amorfas.¹

- b. **De acuerdo con su uso:**

- a. **Materiales de prevención:** se emplean principalmente por sus efectos antibacterianos.
- b. **Materiales protectores del complejo dentinopulpar:** materiales destinados a preservar la integridad de la pulpa dental durante los distintos pasos que comprende la restauración de un diente.^{2,4}

- c. **Materiales de restauración:** componentes sintéticos que se utilizan para reparar o restituir la estructura dental, pueden emplearse para tratamientos provisionales a corto o largo plazo.
- d. **Materiales auxiliares:** se emplean en el proceso de fabricación de prótesis dentales y otros aparatos.⁴

Tabla 1. Clasificación de los materiales de acuerdo con su uso

Prevención	Protectores del complejo dentino-pulpar	Restauración	Auxiliares
SFF	Barnices	Agentes de enlace	Soluciones de grabado ácido
Liberadores de fluoruro (Ionómero de vidrio)	Forros cavitarios y bases:	Bases de cemento	Materiales de impresión
Clorhexidina	a. Hidróxido de calcio	Amalgamas	Revestimiento de modelos
Fluoruros	b. Óxido de zinc	Resinas compuestas	Yeso y material de colado
Remineralizantes	c. Óxido de zinc y eugenol	Compómeros	Ceras
Cariostáticos	d. Óxido de zinc y eugenol	Ionómeros híbridos	Resinas acrílicas
	d. Cemento de ionómero de vidrio	Metales para colados	Abrasivos de acabado y pulido
		Metal-cerámica	
		Cerámicas	
		Polímeros protésicos	
		Resinas acrílicas para restauraciones temporales	

Fuente: Constructo del autor

1.1.4 Propiedades

La estructura de los materiales condiciona sus características o cualidades, las cuales se denominan propiedades y su estudio representa el análisis de cómo reacciona o se comporta el material ante diversos agentes.⁵

El estudio de las propiedades posibilita establecer cuáles son las condiciones mínimas que debe tener un material para ser útil, según se trate de un agente físico o químico, podremos hablar del estudio de las propiedades biológicas, físicas, mecánicas y químicas.⁵

1.1.4.1 Propiedades biológicas: estudia aquellas reacciones que pueden favorecer o evitar una reacción desfavorable al organismo.

Hay dos tipos de reacciones de tipo biológico que se deben evitar cuando se usa un material: las primeras son las reacciones inmunológicas seguidas de las reacciones toxicológicas y mutagénicas.⁵

1.1.4.2 Propiedades físicas: dependen de la materia con la que están formados los materiales, se basan en las leyes de la mecánica, la acústica, la óptica, la termodinámica, la electricidad, el magnetismo y la radiación.^{5,6}

A continuación, se describen las más relevantes:

- a. **Densidad:** se refiere a la cantidad de materia por volumen, se trata de una propiedad, mensurable, cuya unidad más común es el gramo por centímetro cúbico (g/cm^3).
- b. **Propiedades ópticas:** describe el comportamiento de un material ante radiaciones electromagnéticas, en especial aquellas cuya longitud de onda se encuentra entre 400 y 700 nm (milésima de micrómetro o milmillonésima parte del metro), es decir, la parte del espectro que el ojo humano detecta y constituye lo que se conoce como luz o radiación luminosa. La intensidad de luz reflejada y la combinación de longitudes de onda presentes en la luz incidente y en la reflejada nos permiten identificar la transparencia, translucidez, opacidad y color (matiz, valor e intensidad).^{5,6}
- c. **Propiedades eléctricas:** se relaciona con la estructura electrónica de la materia, debido a la combinación de aleaciones que producen electrogalvanismo,⁶ en los materiales metálicos y cerámicos se estudia su capacidad de aislante eléctrico.⁵
- d. **Propiedades térmicas:** analiza el aspecto general del comportamiento de un material ante la energía térmica⁵ por medio de la interacción de la vibración de redes cristalinas y por el movimiento de electrones y su interacción con los átomos por los cuales se realiza la conducción de calor. Dentro de estas

propiedades se estudia la conductividad térmica, la difusión térmica y el coeficiente de expansión térmica.⁶

- e. **Propiedades magnéticas:** material que actúa como imán atrayendo o rechazando a otro de acuerdo con los polos que se enfrenten, están determinadas también por la naturaleza de los átomos (específicamente algunos de sus electrones) presentes en la estructura.⁵

1.1.4.3 Propiedades químicas: Los materiales pueden interactuar de diversas maneras con el medio, por ejemplo, disolverse, liberar componentes tóxicos, sufrir erosiones en presencia de ácidos o decolorarse por la absorción de sustancias presentes en los fluidos, así como corroerse o pigmentarse.⁵

1.1.4.4 Propiedades mecánicas: estudia el comportamiento de los materiales ante la acción de fuerzas externas, lo que se denomina deformación mecánica o simplemente deformación.⁵

Las fuerzas pueden actuar sobre un cuerpo en distinta dirección y eso permite clasificar las tensiones, las deformaciones y las resistencias.

- a. La compresión se da por dos fuerzas que llevan una misma dirección y en sentido contrario buscando acercar sus puntos de aplicación, generando una tendencia a disminuir la longitud del cuerpo.
- b. La tracción se origina a partir de dos fuerzas de igual dirección y sentido contrario pero que tienden a aumentar la longitud del cuerpo.
- c. Cuando las fuerzas se dan en sentido contrario, pero en direcciones próximas y paralelas se presentan las fuerzas tangenciales o de corte.⁵

Dentro de las propiedades mecánicas encontramos:

- a. **Rigidez:** es una medida cualitativa de la resistencia a las deformaciones elásticas producidas por un material, que contempla la capacidad de un elemento estructural para soportar esfuerzos sin adquirir grandes deformaciones.⁷

- b. **Fragilidad:** indica escasez de deformación permanente, por lo tanto, con un material de este tipo no puede obtenerse un cuerpo deformándolo, ya que al intentarlo solo se lograría romper.⁵
- c. **Ductibilidad:** capacidad que tiene un material de deformarse bajo cargas traccionales, de forma permanente, sin fracturarse.^{5,6}
- d. **Maleabilidad:** es la capacidad que tiene un material de deformarse permanentemente bajo cargas compresivas.⁵
- e. **Tenacidad:** característica de los materiales dúctiles y maleables, está representada por el área total debajo de la línea de la relación entre tensión/ deformación y a su vez representa la energía que es necesaria para romper el material.⁵
- f. **Resistencia:** tensión máxima que puede soportar una estructura sin sufrir una determinada deformación plástica o tensión, aplicada sobre el punto de fractura.⁶
- g. **Resistencia a la fatiga:** capacidad de un material para soportar un ciclo de fuerza de un valor máximo conocido y determinando el número de ciclos necesarios para producir una fractura.^{5,6}
- h. **Resiliencia:** cantidad de energía absorbida por una unidad de volumen de una estructura cuando se somete a una fuerza,⁶ está relacionada directamente con el límite proporcional e inversamente con el módulo de elasticidad.⁵
- i. **Viscoelasticidad:** una vez retirada la fuerza las dimensiones de la estructura, deberían coincidir con las dimensiones originales, sin embargo, las propiedades y características de la deformación son notoriamente influidas por la forma en que se aplican las fuerzas.⁵
- j. **Dureza superficial:** indicador de la capacidad de un material a resistir la abrasión o desgaste.⁶ Esta propiedad se puede medir a través de diversos sistemas como el de Brinell, Rockwell, Vickers y Knoop.⁵
- k. **Resistencia a la abrasión:** reacción que presenta un material ante la fricción de su superficie contra otro cuerpo, de estructura similar o no. Influyen también otras propiedades como las características elásticas y la tenacidad.⁵

1.1.5 Rugosidad superficial

Propiedad física que se define como el conjunto de irregularidades micrométricas que se forman en el relieve de una superficie real, donde hay errores de forma y ondulaciones; debido a los procesos mecánicos a los que ha sido sometido.⁸

Su importancia se deriva de la gran influencia que ejerce para definir la capacidad de desgaste, resistencia a la corrosión y la resistencia a la fatiga de un material.⁹

La rugosidad también es un factor biológico, ya que a escala molecular afecta el modo en que las bacterias se adhieren a las superficies, por lo tanto, los materiales dentales deben presentar una superficie con el mínimo de rugosidad posible, para evitar la acumulación de placa bacteriana y conseguir un mejor efecto estético.¹⁰

La rugosidad superficial del esmalte dental es de Ra 0.64 micrómetros por lo que se debe buscar un índice de rugosidad semejante al del esmalte natural, lo normal en cualquier sistema de pulido es de 15 µm dado que el sistema nervioso central reconoce como desagradable las irregularidades superiores a estos parámetros, cuando son identificados en cavidad bucal.¹¹

La unidad de rugosidad en el sistema internacional es el micrómetro o micra (1micra = 1 um =0,0000001 m = 0,001mm) (1 micra = 1000 nm).^{8,12}

El parámetro más utilizado para describir la rugosidad superficial es el valor de la rugosidad media (Ra).¹² La Ra proporciona el valor de la media aritmética de los valores absolutos de las desviaciones del perfil dentro de los límites de la longitud básica. El perfil de la rugosidad es un elemento característico del estado de la superficie.^{11,13}

$$Ra = \frac{1}{Lm} \int_0^{Lm} |y| dx$$

Los instrumentos para cuantificar la rugosidad superficial se basan en el registro de perfiles de altura, entre los más utilizados encontramos:

Instrumentos de contacto:

- a. Perfilómetro o rugosímetro: instrumento más empleado, el principio funciona con una punta fina en contacto con la superficie a analizar realizando un barrido controlado en línea recta y las variaciones de alturas se convierten en señales eléctricas que son registradas.
- b. Microscopio de fuerza atómica: puede considerarse como un perfilómetro de resolución sub-nanométrica; permite analizar la topografía a escalas mucho más finas que un perfilómetro.¹⁰

Instrumentos de no-contacto:

- a. Equipos ópticos: se basan en cambios en el enfoque de luz monocromática que corresponden a diferencias de alturas en la superficie.¹⁰

2.1 Selladores de fosas y fisuras

2.1.1 Definición

El sellador dental es un material que se aplica a la superficie del diente para proporcionar una barrera física que previene el crecimiento de la biopelícula al bloquear la nutrición y prevenir el crecimiento de bacterias que promueven la caries dental en las fisuras de los dientes posteriores,¹⁴ deberá estar constituido por un líquido de moléculas capaz de polimerizar (monómeros).¹⁵

2.1.2 Historia

Se remonta hasta el año 1895, cuando Wilson propuso colocar cemento dental en cavidades y fisuras para prevenir la caries dental.^{16,17} En 1923, Hyatt introdujo un enfoque más invasivo en el que se realizaba la preparación de una cavidad de clase I con la posterior colocación de una restauración profiláctica, dicha técnica fue utilizada hasta 1970.¹⁶⁻¹⁸

Poco tiempo después, en 1929 Bödecker utilizó al principio la técnica de limpiar la fosa con un explorador y hacer fluir una mezcla delgada de cemento de oxifosfato,¹⁸ más tarde en un intento de sellar la fisura optó por enfoques profilácticos como la

erradicación de la fisura del esmalte mediante el procedimiento de fisurotomía,¹⁶ para transformar las fisuras profundas en superficies con mayor facilidad de limpieza. Para el año 1942, Kline and Knutson utilizaron la técnica de aplicación de nitrato de plata amoniacal en las fosas y fisuras.¹⁹

En 1955, Buonocore publicó un estudio en el que documentó el método de unión de la resina acrílica al esmalte dental previamente grabado con ácido fosfórico al 85% durante 30 s; con lo cual consiguió una superficie rugosa, apreciable al microscopio que permitía la fijación de resinas de baja viscosidad.^{17,18}

A mediados de la década de 1960, Cueto generó el primer material sellador, denominado cianoacrilato de metilo, sin embargo, se observó que con el paso del tiempo era propenso a la desintegración bacteriana en la cavidad bucal.¹⁸

Posteriormente, Bowen inventó una resina viscosa, llamada dimetacrilato de bisfenol-a-glicidilo también conocida como BIS-GMA, que era resistente a la degradación y mostró una unión exitosa con el esmalte grabado, debido a estas características en 1970 en su primer artículo sobre el sellador de fosas y fisuras, describe el uso exitoso de la resina BIS-GMA con luz ultravioleta, con una longitud de onda de 365 nm para poder iniciar la polimerización.¹⁶⁻¹⁸ El sellador Nuva-Seal utilizaba esta tecnología y fue el primer producto comercial exitoso en este tipo que se colocó en el mercado en 1972.²⁰

Al discontinuarse el uso de la luz ultravioleta se introdujo un sistema foto inductor sensible a la luz y para 1991 diversos autores recomendaron los selladores curados con láser de argón, ya que argumentaban proporcionaba mayores ventajas.¹⁸

Además de los selladores de BIS-GMA, también se utilizaron materiales de ionómero de vidrio, por ser los primeros en tener la capacidad de liberar fluoruro y por su capacidad de adherirse al esmalte.¹⁸ Los primeros estudios que reportan el uso de ionómero de vidrio como sellador datan de 1974, sin embargo para 1996 en un simposio de la Asociación Internacional para la Investigación Dental se declaró que el uso de ionómero de vidrio como sellador en fosas y fisuras no había mostrado

resultados alentadores en cuanto a retención al compararse con los materiales a base de resina.^{16,17}

Los avances en la tecnología de materiales selladores a base de resina permitieron la incorporación de una propiedad de cambio de color en el año 2001, esta característica se puede observar durante la fase de curado, en materiales como Clinpro (3M ESPE, Saint Paul, MN, EE.UU.), o en la fase posterior a la polimerización, como HeliOSEAL Clear (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).^{17,20}

Actualmente en el mercado existe un sinnúmero de opciones de marcas comerciales que con el paso de los años prometen mejorar las propiedades de los materiales, para adaptarse a las necesidades de los pacientes y seguir contribuyendo en el éxito que han mostrado los selladores dentales en la prevención de la caries.

2.1.3 Clasificación

2.1.3.1 Selladores a base de resina: son monómeros de dimetacrilato de uretano, “UDMA” o metacrilato de bisfenol A-glicidilo (también conocido como “bis-GMA”) polimerizados por un activador e iniciador químico o por luz de una longitud de onda e intensidad específicas.^{20,21}

Acorde al método de polimerización se clasifican en cuatro generaciones; los selladores de primera generación eran iniciados con luz ultravioleta, los selladores de segunda generación son autopolimerizables y los de tercera generación utilizan luz visible, finalmente los selladores liberadores de fluoruro pertenecen a la cuarta generación.^{14,17,20}

De acuerdo con su viscosidad se clasifican en:

- a. **Selladores rellenos:** tienen una mayor resistencia al desgaste, su capacidad para penetrar en las fisuras es baja, suelen requerir ajustes oclusales, lo que alarga el procedimiento.
- b. **Selladores de resina sin relleno:** tienen una viscosidad más baja y proporcionan una mayor penetración en las fisuras y una mejor retención.

Los materiales selladores también se pueden clasificar según su translucidez (opacos y transparentes).^{14,16}

2.1.3.2 Selladores a base de cemento de ionómero de vidrio: Se adhiere químicamente al esmalte y la dentina a través de una reacción ácido-base entre una solución de ácido poliacrílico de base acuosa y polvo de vidrio de fluoroaluminosilicato. Los selladores GI se pueden clasificar en tipos de baja y alta viscosidad.

En general, la principal ventaja de un sellador a base de cemento de ionómero de vidrio es la liberación continua de fluoruro y la capacidad de recarga de fluoruro.

2.1.3.3 Selladores a base de resina modificada con poliácido: también se conoce como compómero, combina las propiedades ventajosas de un sellador a base de resina polimerizada con luz visible con la propiedad de liberación de flúor del sellador GI, tiene una mejor propiedad de adhesión al esmalte y la dentina y también es menos soluble en agua.

2.1.3.4 Selladores de ionómero de vidrio modificados con resina: Su componente de resina ha mejorado sus características físicas, tiene menos sensibilidad al agua, un tiempo de trabajo más prolongado y tiene propiedades de liberación de flúor similares a las del GI.^{14,21}

2.1.4 Características del sellador dental

- a. Biocompatibilidad y baja toxicidad.
- b. Alto coeficiente de penetración.
- c. Baja contracción de polimerización.
- d. Debe ser capaz de fluir penetrando en el surco, la fisura o la fosa.
- e. Estabilidad dimensional.
- f. Alta resistencia a la abrasión.
- g. Fácil manipulación.
- h. Corto periodo de polimerización.

- i. Insolubilidad en el medio ambiente bucal.
- j. Alta adhesión.
- k. Deseable: acción cariostática, remineralizante o infiltrante.¹⁷

2.1.5 Propiedades de los selladores

De acuerdo con el tipo de material que se utilice como sellador, las propiedades pueden variar, por lo que es importante tener esto en cuenta al momento de elegir el producto. Aunque algunas propiedades ya han sido mencionadas como características en el apartado previo, cabe resaltar las más importantes, tales como adecuada resistencia a la abrasión, resistencia a la tracción, una viscosidad que le permita fluir en la superficie dental, una dureza Knoop entre 15 y 20 KHN, además de un coeficiente de contracción a la polimerización y módulo de elasticidad apropiados.^{17,22}

2.1.6 Criterios de selección para la colocación de selladores

Un concepto fundamental para la colocación de estos materiales con fines preventivos, son los tipos de fisuras. Se entiende por fisura una falla de la coalescencia en la formación de las coronas dentarias, pudiendo localizarse en las superficies oclusales, vestibulares y palatinas; tienen una profundidad variable que puede llegar incluso al límite de la unión amelodentinaria.²³

La fisura típica contiene una prolongación orgánica, compuesta de epitelio reducido del esmalte, microorganismos que forman placa dental y residuos bucales.¹⁸

La clasificación más conocida de su morfología es la de Nagano, quien las clasifica por su forma en:

- a. Tipo V ancho en la parte superior y estrecho gradualmente hacia el fondo; son fisuras superficiales, que tienden a presentar autoclisis y son resistentes a la caries.
- b. Tipo U o de piso tan ancho como su entrada.
- c. Tipo I fisuras profundas y estrechas.

- d. Tipo IK o de cuello de botella, extremadamente estrecha asociada con un gran espacio en la parte inferior.
- e. Otros tipos.^{18,22,24}

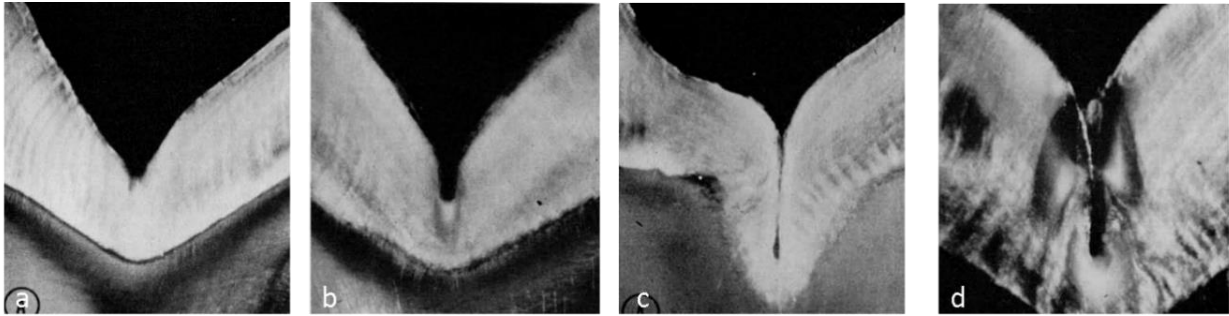


Figura 1. Cortes de premolares superiores. (a) Fisuras tipo V. (b) Fisuras tipo U. (c) Fisuras tipo I. (d) Fisuras tipo IK.

Fuente: König, K. G. Dental Morphology in Relation to Caries Resistance with Special Reference to Fissures as Susceptible Areas. *Journal of Dental Research*. 1963; 42(1): 461–476

2.1.6.1 Indicaciones

- a. Fosas y fisuras profundas retentivas, donde el explorador se traba o se detiene.
- b. Fosas y fisuras pigmentadas con una apariencia mínima de descalcificación u opacidad.
- c. Ningún signo clínico o radiográfico de caries interproximal con necesidad de restauración de los dientes por sellar.
- d. Cuando el diente seleccionado ha erupcionado completamente por lo que es posible el aislamiento adecuado para evitar la contaminación salival.¹⁸
- e. La fosa seleccionada para la colocación del sellador está adecuadamente aislada de otra con restauración.
- f. Una superficie oclusal intacta con una superficie dental contralateral cariosa o restaurada.
- g. Para mejorar la integridad marginal de una restauración.
- h. Cuando el paciente presente un alto riesgo a caries.¹⁶

2.1.6.2 Contraindicaciones

- a. Fosas y fisuras bien cerradas y con autolimpieza.
- b. Evidencia radiográfica o clínica de caries interproximal del órgano dentario a restaurar.
- c. Dientes en erupción parcial.¹⁸
- d. Cuando el comportamiento del paciente no permite aplicar técnicas adecuadas de campo seco durante el procedimiento.
- e. Ante lesiones cariosas oclusales abiertas.
- f. Se encuentra caries en otras superficies del mismo diente, en la cual restaurar rompería un sellado intacto.¹⁶

2.1.7 Ventajas

- a. Pueden colocarse en dientes temporales y permanentes.
- b. Son una buena alternativa de prevención en áreas donde los niveles de fluoruro en agua no son óptimos.
- c. Su aplicación es indolora, estética y permite la conservación de la estructura dental.
- d. Comparado con el costo, su beneficio es mayor ya que previene caries dental y la consecuente pérdida prematura de órganos dentarios.

2.1.8 Desventajas

- a. Su retención puede verse disminuida a causa de una técnica deficiente de colocación.
- b. Después de un año son difíciles de distinguir debido al desgaste que pueden presentar por las fuerzas masticatorias, por lo que requieren mayor revisión los primeros 3 meses.^{16,17}

2.1.9 Preparación dental para su colocación

Para la retención del sellador, la superficie dental debe cumplir con 4 requisitos:

- a. Tener una superficie máxima.
- b. Presentar cavidades y fisuras irregulares y profundas.

- c. Estar limpia.
- d. En el momento de la colocación del sellador, la superficie deberá encontrarse absolutamente seca y no estar contaminada con residuos de saliva.¹⁶

Una vez establecidos estos parámetros, a continuación, se describe de forma general la preparación de la superficie dental para la colocación del sellador, cabe destacar que los pasos pueden variar dependiendo del tipo de material y de las indicaciones del fabricante.

El aislamiento de los dientes seleccionados se realiza para mantener el campo operatorio seco, en este paso se utiliza dique de hule o rollos de algodón. Para retirar los detritos y placa de las superficies oclusales, se realiza una limpieza, algunos autores afirman que el uso de grabador es suficiente sin embargo también se recomiendan las pastas profilácticas, peróxido de hidrogeno y pulidor de aire; estos materiales deberán eliminarse con un lavado abundante durante 10 segundos, el secado será por el mismo tiempo.

Con el fin de crear microporosidades en el esmalte, se realiza el grabado de la superficie colocando el material con ayuda de un aplicador y sin frotar, durante 20 segundos para permanentes y en el caso de los dientes temporales se incrementa el tiempo hasta un minuto, al cumplirse el tiempo establecido se lava durante 10 segundos y se seca; la superficie se observará con una apariencia blanquecina clara y de hielo. Se ha recomendado el uso de acondicionadores previos a la colocación del sellador.

El sellador debe colocarse primero en las fosas con mayor profundidad y posteriormente distribuirse a toda la superficie, después de la polimerización los selladores deben examinarse sin utilizar fuerzas excesivas antes de retirar el aislamiento, en caso de localizar superficies que no hayan sido cubiertas por el sellador se puede colocar nuevamente el material sin necesidad de grabar.

Finalmente se verifica que no exista material en los espacios interproximales, pasando un hilo dental, la oclusión se revisa utilizando papel de articular, y se dará un seguimiento clínico con visitas periódicas para determinar la eficacia del tratamiento.^{15-18,25}

2.1.10 Selladores disponibles en el mercado

Existe una variedad de productos que se pueden utilizar para la prevención de caries en fosas y fisuras; dentro de los más conocidos encontramos los siguientes:

- a. **Selladores a base resina:** Concise White Sealant, 3M²⁶; Helioseal, Ivoclar²⁷; Grandio[®] Seal, VOCO²⁸; Fuji TRIAGE[®], GC²⁹.
- b. **Selladores a base de cemento de ionómero de vidrio:** Riva Protect SDI³⁰, Ketac[™] Molar Easymix 3M³¹.
- c. **Selladores a base de resina modificada con poliácido:** Helioseal F²⁷, Ivoclar; Conseal F, SDI³²; Clinpro[™] Sealant, 3M³³; TEETHMATE F-1, Kuraray³⁴; Fissurit F/ Fissurit FX, VOCO³⁵.
- d. **Selladores de ionómero de vidrio modificados con resina:** Riva Light cure/ Riva Light cure HV³⁶.

2.1.11 Sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar

Helioseal[®] F Plus es un sellador de fisuras compuesto de dimetacrilatos de color blanco fotopolimerizable que libera flúor.

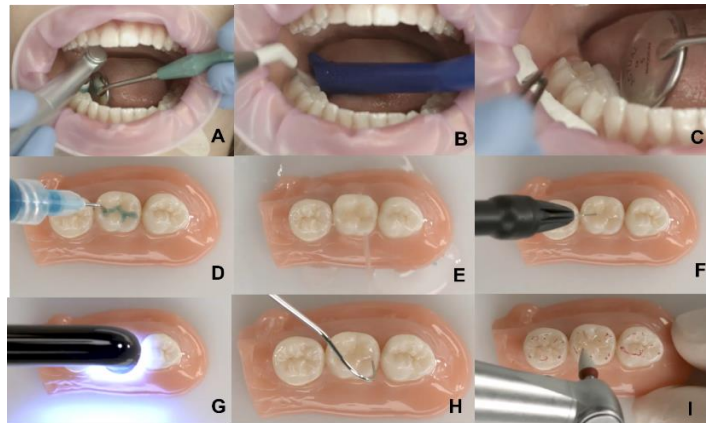
Características

- a. La composición se mantiene homogénea por un periodo prolongado y permite al sellador polimerizado la liberación de fluoruro.
- b. Sus partículas finas de relleno aseguran una superficie sellada uniformemente.
- c. El tiempo de polimerización es sólo de 10 segundos.
- d. Es fluido y se aplica fácilmente en fosetas y fisuras.³⁷

Instrucciones de uso

1. Limpiar cuidadosamente la superficie del esmalte que se va a sellar.
2. Aislamiento del campo de trabajo, preferiblemente con un dique de goma.
3. Acondicionamiento de acuerdo con las instrucciones del fabricante, utilizar gel de ácido fosfórico de baja viscosidad.

4. Aclarado a fondo y secado: El esmalte grabado debe tener un aspecto mate y blanco; evite la contaminación de la superficie grabada con saliva. En caso de contaminación, es necesario repetir el acondicionamiento.
5. Aplique Helioseal F Plus directamente sobre la superficie del órgano dentario y extiéndalo.
6. Polimerice el sellador durante 10 segundos con una lámpara de polimerización adecuada.
7. Compruebe el sellado y la oclusión.³⁸



A. Limpiar la superficie del esmalte. B. Lavar la superficie profusamente. C. Aislamiento. D. Acondicionamiento. E. lavado y secado del esmalte. F. Aplicar Helioseal F Plus. G. Polimerice durante 10 segundos. H. Compruebe el sellado. I. Verificar oclusión y pulido.

Ivoclar Vivadent. Helioseal F Plus – The efficient fissure sealant [Internet]. 2019 [citado 23 noviembre 2021]. Disponible en: https://www.youtube.com/watch?v=5_NTTitIA8

3.1 Resinas fluidas

3.1.1 Definición

Son compuestos convencionales con la carga del relleno reducida al 37%-53% (volumen) en comparación con el 50%-70% (volumen) para los híbridos minicargados convencionales.⁴⁰

3.1.2 Historia

El compuesto de resina fluida fue introducido por primera vez por Ibsen en 1972 para su uso en la restauración de la erosión cervical y ha encontrado muchas aplicaciones en odontología.⁴¹

La primera generación de composites fluidos se introdujo oficialmente a finales de 1996.⁴²

Para 1998, Rada declara en su artículo “The Versatility of Flowable Composites” que las resinas fluidas ofrecen una alternativa adicional en restauraciones estéticas, atribuyéndolo con su viscosidad, consistencia, características de manipulación y sistema de dispensado, lo cual hace que las resinas fluidas sean una opción muy atractiva para ciertos casos.⁴³

Durante los últimos 18 años, estos materiales se han desarrollado aún más, y su uso se ha expandido debido a sus propiedades deseables, tales como baja viscosidad, bajo módulo de elasticidad y facilidad de manejo.⁴¹

3.1.3 Requisitos de las resinas

- a. Compatibilidad biológica.
- b. Adecuadas propiedades físicas (resiliencia y resistencia a la masticación).
- c. Fácil manipulación y un tiempo de fraguado relativamente corto.
- d. Cualidades estéticas.
- e. Costo relativamente bajo.
- f. Estabilidad química en la boca.⁴⁴

3.1.4 Propiedades de las resinas fluidas

Las propiedades mecánicas de las resinas fluidas dependen de dos variables principales: el tipo de matriz orgánica que da las propiedades mecánicas y el relleno inorgánico caracterizado por el tipo, tamaño y geometría.⁴⁵

- a. **Resistencia y resistencia a la fractura:** es de baja resistencia en comparación con la resina compuesta convencional, y esto se atribuye a una baja cantidad de relleno, necesaria para lograr baja viscosidad y facilidad de manejo.⁴⁰ Tienen la capacidad de aliviar las tensiones en las interfaces adhesivas y posee un bajo módulo de elasticidad.⁴⁶
- b. **Resistencia al desgaste y pulido:** el contenido reducido del relleno aumenta una mejor capacidad de pulido, pero reduce la resistencia general al desgaste.

Al añadir una pequeña cantidad de nanosílice es posible mejorar las propiedades mecánicas sin afectar las características de manipulación del compuesto⁴⁰, la introducción de la nanotecnología al compuesto fluido permitió la resistencia al desgaste, pulido mejorado, excelente retención de pulido, translucidez de un compuesto de resina convencional y contracción de polimerización minimizada en casi un 20%.⁴⁶

- c. **Flujo:** como resultado de las diferencias en la viscosidad, los compuestos fluidos varían considerablemente en la contracción de la polimerización, rigidez y otras propiedades físicas. Cuando se aumenta la carga del relleno se reduce la fluidez.
- d. **Contracción de la polimerización y módulo de elasticidad:** la mayoría de las resinas fluidas tienen una tasa de contracción de polimerización con un volumen promedio del 5%. De acuerdo con la literatura, cuanto mayor sea el contenido del monómero y más fluido, mayor será la contracción.
- e. **Integridad marginal (Microfiltración):** relacionada con la contracción del material, se recomiendan compuestos fluidos para los incrementos iniciales, sin embargo, su integridad sigue siendo cuestionable y es necesario realizar más ensayos clínicos para confirmar su rendimiento.⁴⁰
- f. **Radiopacidad:** en general demuestran valores de radiopacidad por encima del mínimo aprobado por la Organización Internacional de Normalización (ISO), sin embargo, se debe tener cuidado al seleccionar el material, ya que algunos no exhiben una radiopacidad igual o superior a la del esmalte.^{40,45}
- g. **Estabilidad de color:** las propiedades ópticas de los compuestos de resina fluidas dependen de la sombra, la translucidez no se ve afectada por el envejecimiento acelerado, pero puede alterarse por la adición de fluoruro. Las resinas fluidas tienen una composición con partículas de carga más bajas que las resinas micro-híbridas y micro partículas. Por lo tanto, hay una mayor proporción de resina de matriz, que puede beneficiar la retención de colorantes de varias soluciones intraorales utilizadas.
- h. **Biocompatibilidad:** se ha encontrado un mayor nivel de toxicidad celular debido a las resinas fluidas, este aumento de la toxicidad se ha atribuido a la

presencia de diluyentes de resina aumentados que se añaden para lograr una mayor fluidez.⁴⁰

3.1.5 Criterios de selección

3.1.5.1 Indicaciones

- a. Resinas preventivas en cavidades clase I conservadoras.
- b. Como selladores de fosas y fisuras, aumentan su resistencia al combinarse con agentes de unión de dentina.
- c. Son una buena opción como revestimientos de cavidades, ya que se adaptan bien a las irregularidades microestructurales de la preparación de la cavidad antes de la colocación de compuestos restauradores.
- d. Restauraciones de clase II mínimamente invasivas.
- e. Lesiones por abfracción en cervical (clase V).^{40,45}
- f. Unión de postes de fibra en la restauración de dientes tratados endodónticamente.
- g. Unión de soportes de ortodoncia y retenedores linguales de ortodoncia.
- h. Reparación de márgenes de restauraciones estéticas.⁴⁰

3.1.5.2 Contraindicaciones

Restauración de cavidades posteriores con más de 2 mm de profundidad, debido a sus deficiencias mecánicas.⁴⁶

3.1.6 Ventajas

- a. Alta capacidad humectación de la superficie dental, que asegura la penetración en cada irregularidad, permitiendo una mejor adaptación.
- b. Capacidad para formar capas de espesor mínimo, mejorando o eliminando la inclusión o el atrapamiento del aire.
- c. Alta flexibilidad, por lo que es menos probable que se desplacen en zonas de concentración de estrés (procesos de desgaste cervical y zonas de dentina cavitadas).
- d. Disponibilidad en diferentes colores.

- e. La manipulación es más fácil.^{40,45,46}

3.1.7 Desventajas

- a. Alta contracción del curado: debido a la menor carga del relleno.
- b. Propiedades mecánicas más débiles.^{40,45}

3.1.8 Resina fluida Tetric N-Flow

Es un material restaurador de consistencia fluida, que se adapta a Tetric N ceram con respecto al color y la tecnología nano-optimizada, favoreciendo un mayor resultado estético.

Características del producto:

- a. Disponible en 6 tonos diferentes para esmalte (A1, A2, A3, A 3.5, A4, B2).
- b. Se coloca en una sola intención.
- c. Polimeriza en 10 segundos con una lámpara de fotopolimerizado de luz visible con una potencia de $\geq 1,000$ mW/cm².⁴⁷

Tabla 2. Componentes de la resina Tetric N-Flow

Composición (wt%)		Propiedades físicas	
Dimetacrilato de uretano, Bis-GMA	27.8	Resistencia a la flexión (MPa)	110
Bis-EMA etoxilado	-	Módulo de elasticidad (MPa)	5300
Dimetacrilato de trietilengicol	7.3	Resistencia a la compresión (MPa)	230
Vidrio de bario trifluoruro de iterbio, oxido mixto, dióxido de silicio.	63.8	Dureza Vickers (MPa)	350
		Absorción de agua	24
Prepolímeros	-	Solubilidad en agua	1
		Radiopacidad	280
		Profundidad de curado	>2
Aditivos, estabilizadores, catalizadores, pigmentos.	1.1	Transparencia según el tono	13-15
		Densidad	1.83

Fuente: Fischer K, Lendenmann U. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram / Tetric® N-Flow / Tetric® N-Bond / Tetric® N-Bond Self-Etch. Scientific Documentation Tetric N-Family. 2010; 1-21

4.1 Modelos de desmineralización

4.1.1 Desmineralización

La desmineralización es un desequilibrio continuo entre los factores patológicos y protectores que da como resultado la disolución de los cristales de apatita y la pérdida neta de calcio, fosfato y otros iones del diente.⁴⁸

4.1.2 Historia

En 1969 Dibdin publicó resultados preliminares sobre los cambios de porosidad en el esmalte molido que resultan de la exposición a tampones ácidos. Dentro de su técnica utilizó gas kriptón, descubriendo que la distribución del tamaño de los poros del esmalte después de la exposición al ácido era bimodal con un nuevo pico dentro del rango de tamaño de poro.

Tras estos descubrimientos, entre 1973 y 1974 varios investigadores estudiaron el efecto del grabado ácido sobre la estructura del esmalte, demostrando que los cristales dentro el núcleo de los prismas del esmalte se disuelven mientras que las regiones periféricas de los prismas permanecen relativamente intactas.

Durante estos años también Kerckaert, Scott, Simmelink y Nygaard realizaron estudios sobre esmalte con caries inicial, en el que observaron que el ataque inicial parece ocurrir a lo largo de los límites del prisma, aunque en lesiones más avanzadas se observaba una clara desmineralización en el núcleo de estos.

Todas estas observaciones previas llevaron a buscar información contundente sobre los cambios producidos en la estructura del esmalte, sin embargo, se sabía que un estudio *in vivo*, sería extremadamente difícil, dada la naturaleza multifactorial de la caries y la imposibilidad de controlar la tasa de desmineralización.

Por tal razón el uso de modelos *in vitro* parecía lo más apropiado, basándose en la hipótesis de predecir las condiciones de acidez a las cuales se sometería la subsuperficie del esmalte para llevar a cabo la desmineralización con el fin de evitar la disolución de la estructura.

El primer modelo aprobado, expuso dientes extraídos a medios predeterminados de composición ácida, con lo cual se pudo comprobar la hipótesis antes mencionada. Si la desmineralización incipiente del esmalte se visualiza como una simple disolución de cristal, es razonable esperar que el volumen ocupado por los poros con radios aparentes de 16 nm se incremente con el aumento de los tiempos de exposición a los medios ácidos.⁴⁹

Los modelos de pH cíclico fueron introducidos en 1982 por Ten Cate y Duijsters; en ellos se simulan las condiciones de remineralización y desmineralización que asemejan al proceso natural de pérdida y ganancia de minerales involucrados en la formación de caries en tejidos dentales duros.^{50,51}

Actualmente gracias a los avances tecnológicos existen otros procedimientos que permiten el estudio de la desmineralización.

4.1.3 Etapas de la desmineralización

Las tres etapas de desmineralización descritas por Darling en 1963 se basan en las características histológicas del esmalte, de acuerdo con sus observaciones el primer ataque ocurre a lo largo de la región interprismática, luego se extiende a estrías cruzadas que penetran en los prismas y finalmente progresa a lo largo de los núcleos del prisma dejando las cortezas de estos relativamente no afectados.⁴⁹

Actualmente se sabe que una superficie desmineralizada identificada como lesión cariosa inicial, consta de cuatro zonas:

- a. Zona Superficial.
- b. Cuerpo de la lesión.
- c. Zona Oscura.
- d. Zona traslucida.⁵²

4.1.4 Modelos de desmineralización

Los métodos de laboratorio son una de las herramientas clave en la investigación de la desmineralización ya que permiten evaluar el potencial anticaries de nuevos agentes en condiciones altamente controladas y rentables,⁵³ utilizando diferentes

tipos de modelos, debido a que cada uno tiene sus ventajas y desventajas; por lo tanto, es importante conocer los más utilizados dentro de la investigación.⁴⁸

4.1.4.1 Modelo *in vitro*

Los estudios *in vitro* simulan el entorno oral desde diferentes perspectivas y ofrecen condiciones más controlables que un entorno natural.⁵⁴

4.1.4.1.1 Indicaciones

- a. Para estudiar el proceso de desmineralización-rem mineralización en la investigación cariológica.⁵⁴

4.1.4.1.2 Ventajas

- a. Requieren menos personal que los estudios *in situ*.
- b. Evitan problemas de incumplimiento por parte de los participantes.
- c. Pueden realizarse durante un período corto de tiempo y son relativamente económicos.
- d. Permite realizar experimentos de una sola variable en condiciones altamente controladas, que son más sensibles y precisas.
- e. Es el mejor método para seleccionar un gran número de agentes y determinar sus modos de acción.^{48,51,54}

4.1.4.1.3 Desventajas

- a. No pueden replicar el entorno oral con todas las variaciones biológicas conocidas por influir en el proceso de desmineralización.^{48,50,51,54}

4.1.4.1.4 Clasificación

4.1.4.1.4.1 Modelo químico *in vitro*

Los modelos químicos *in vitro* permiten un control estricto del entorno experimental y son relativamente simples y rentables; sin embargo, su aplicabilidad se limita a factores que influyen directamente en el proceso de desmineralización y

remineralización.⁵¹ Pueden clasificarse además en modelos simples de mineralización y modelos de pH cíclico.⁵⁴

a. Modelos simples de desmineralización o estáticos

Este método reduce el proceso de remineralización, utiliza ácidos orgánicos suaves y tampones ácidos como el ácido láctico y el ácido acético para crear lesiones desmineralizadas que son más similares a las caries naturales.

Los sustratos de esmalte se sumergen en una solución ácida para crear una zona de desmineralización en la superficie, normalmente, se utilizará una solución única con un valor de pH entre 4.4 y 5.0. También se pueden utilizar geles ácidos como el gel de ácido láctico a base de carboximetilcelulosa y el gel de ácido etilendiaminotetraacético (EDTA).

El proceso de desmineralización se detendrá después de que se alcance la saturación mineral.⁵⁴

b. Modelos de pH cíclico o dinámicos

Consisten en numerosos ciclos de desmineralización y remineralización, que están correlacionados con fases alternas de acidificación y alcalinización en la cavidad oral.⁴⁷ Este modelo permite imitar la dinámica de la pérdida y ganancia de minerales implicada en la formación de caries y requiere un tamaño de muestra más pequeño.^{48,51}

Proporcionan una mejor simulación del proceso de caries tanto para estudios mecanicistas como para evaluaciones de algunos agentes preventivos, especialmente para la evaluación *in vitro* de la eficacia de los dentífricos fluorados y productos nuevos para el control de la caries.^{48, 50, 51}

Los períodos de desmineralización en los protocolos de pH cíclico exponen la superficie del diente al ácido por tiempos prolongados para imitar los efectos destructivos, mientras que los periodos de remineralización imitan los efectos protectores y reparadores de la saliva.⁵³ El pH utilizado para la solución de

desmineralización varió de 4.4 a 5.5, dependiendo de los diferentes sustratos y el ácido desmineralizante. La duración del pH cíclico varía de unos pocos días a meses.⁵⁴

En cuanto al origen de las muestras, los dientes humanos pueden considerarse la fuente más adecuada, los dientes de bovino están más fácilmente disponibles y tienen una composición más uniforme en comparación con los dientes humanos.

Entre los diferentes tipos de dientes humanos, los molares permanentes y los premolares son los dientes más empleados, también se utilizan ocasionalmente los dientes de leche, sin embargo, es difícil obtenerlos y tienen una pequeña superficie lo cual complica la manipulación experimental.⁵⁰

Se recomienda un modelo particular de remineralización *in vitro*, llamado modelo de pH cíclico de Featherstone, el cual se desarrolló como una alternativa a la prueba de reducción de caries animal, aunque también se ha demostrado que sus resultados se correlacionan con los obtenidos en ensayos clínicos en humanos.^{51,53}

4.1.4.1.4.2 Modelo microbiano *in vitro*

Los modelos microbianos *in vitro* proporcionan un medio para estudiar ecosistemas microbianos complejos en los dientes y su papel en el desarrollo de la caries dental, se pueden dividir en dos clasificaciones principales: sistema cerrado (lote) y sistema abierto (cultivo continuo).⁵¹

La mayoría de los estudios utilizan *Streptococcus mutans*, pero también han sido utilizados *Streptococcus gordonii*, *Streptococcus sobrinus* y *Lactobacillus*, suelen utilizar tiempos de exposición de 1 a 4 semanas, y la progresión de la lesión se evalúa como en los estudios de desmineralización química.⁵⁵

Indicaciones:

- a. Investigar la prevención de lesiones cariosas mediante agentes o medidas antimicrobianas.
- b. Comparar el potencial cariogénico de diferentes microorganismos.

- c. Evaluar la cariogenicidad de la dieta.⁵¹

4.1.4.2 Modelo *in situ*

Implican el uso de dispositivos que crean condiciones que simulan el proceso de caries dental.^{48,51} Los estudios *in situ* generalmente tienen cuatro elementos, que son sustrato dentario humano o animal, biopelícula dental cariogénica, desafío regular con carbohidratos y tiempo de reacción válido de acuerdo con el proceso de generación de caries y el diseño experimental.⁵⁴

4.1.4.2.1 Ventajas

- a. Tienen menos problemas éticos y logísticos.
- b. Son menos costosos.
- c. El diseño experimental puede ser más flexible, permitiendo probar las hipótesis.
- d. Mejor control con los sujetos de estudio y mejor cumplimiento.
- e. Simulan el proceso natural de des / remineralización.
- f. Proporcionan información en un corto período de tiempo sin causar daño a los dientes naturales de los voluntarios.
- g. Sirven como enlace entre la situación clínica incontrolada y los experimentos de laboratorio altamente controlados.^{48, 51}

4.1.4.2.2 Desventajas

- a. Se complica por los hábitos alimenticios, la presencia de saliva secretada fisiológicamente, la placa de composición y grosor variables y una superficie dentaria recubierta de biopelícula.
- b. El número de sujetos es generalmente limitado.
- c. Se plantea como una pregunta si la pequeña población de estudio puede representar a la población general.
- d. La validación de los estudios generalmente depende en gran medida del cumplimiento de los sujetos de prueba.

- e. El resultado de los modelos de caries *in situ* puede diferir sustancialmente según su diseño.^{51,54}

4.1.4.2.3 Clasificación

Aparatos extraíbles

Este tipo de método permite la prueba de agentes o procedimientos que podrían ser perjudiciales para la dentición natural o éticamente inaceptables.⁴⁷ El método más común de estos estudios fue el uso de dispositivos palatinos como portadores de sustratos dentales.⁵⁴

Se indica a los pacientes que se retiren el aparato de 8 a 10 veces al día y lo sumerjan en una solución de sacarosa de alta concentración (es decir, 20%) durante 10 minutos, imitando así un entorno con alto riesgo de caries.⁵⁵

Si no se consideraron los desafíos dietéticos o la higiene bucal no es el factor de influencia, el modelo puede sacarse de la boca cuando los sujetos estén comiendo o realizando la higiene bucal, para dar un alto grado de control y disminuir sesgos.⁵¹

Aparatos fijos

Solo se pueden retirar al final del estudio, tienen varias formas:

- a. Modelo de bandas, como el modelo de banda de ortodoncia que puede desarrollar una lesión no cavitada (mancha blanca) y puede producir un nicho de acumulación de placa para la desmineralización.
- b. El modelo de corona de sección única se basa principalmente en la colocación de las secciones en áreas de retención de placa debajo de los puntos de contacto.⁵¹

Un modelo especial de caries *in situ* es que las lesiones no cavitadas en los que se probarán los agentes de remineralización, se forman debajo de los sitios de retención de placa en dientes que están destinados a la extracción.⁵¹

4.1.4.3 Modelo en animales

Son herramientas invaluableles para simular la progresión natural de la caries en condiciones biológicas reales.

En 1995, la Administración de Drogas y Alimentos de los EE. UU. (FDA) emitió la regla final de Medicamentos anticaries para uso humano de venta libre (OTC), que establece como requisito que todas las formulaciones de medicamentos dentífricos anticaries de venta libre se prueben previamente en animales.^{51, 53} Los roedores han sido las especies más comúnmente utilizadas en estos estudios.^{48,53}

4.1.4.3.1 Indicaciones

- a. Evaluar el efecto preventivo de fluoruro en caries dental.
- b. Evaluar la eficacia de los dentífricos que contienen fluoruro.
- c. Evaluar agentes antimicrobianos sin fluoruro.⁵¹

4.1.4.3.2 Ventajas

- a. Modelo de desmineralización más cercano al que se enfrenta la cavidad bucal, la saliva está presente y puede proporcionar componentes de las defensas del huésped.^{51,54}

4.1.4.3.3 Desventajas

- a. Diferencias en la composición de la flora oral y la placa dental, los hábitos alimentarios, la saliva, la retención de alimentos, la dentición y la morfología de los dientes
- b. Puede resultar difícil inocular y establecer algunas cepas bacterianas humanas en animales.
- c. El patrón de caries en roedores es diferente al observado en humanos.
- d. Se pueden presentar problemas éticos.^{51,54}

2. Planteamiento del problema

Los materiales dentales están diseñados para resistir las condiciones de la cavidad bucal, sin embargo, estas condiciones pueden verse alteradas debido a los hábitos higiénicos y alimenticios de los pacientes.

La rugosidad superficial de los selladores de fosas y fisuras, así como de las resinas fluidas puede modificarse al ser expuestos a medios ácidos, como es el medio ambiente bucal con variaciones constantes en el pH, derivados de hábitos alimenticios perniciosos e higiene bucal deficiente en pacientes con un alto riesgo de caries dental, en los cuales están indicado el sellado de fosas y fisuras como medida preventiva.

Una adecuada manipulación y cuidado de los materiales dentales influye en la rugosidad superficial de los mismos. Los incrementos en los valores de esta propiedad física pueden producir un aumento de la retención de placa dentobacteriana y a futuro generar el deterioro de la estructura de estos materiales, provocando además una falla en la estética dental.

De lo anterior, surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow en comparación con la del sellador de fosas y fisuras Heliobond F Plus, Ivoclar Vivadent?

3. Justificación

La rugosidad superficial de los materiales dentales es una propiedad fundamental para el confort del paciente y éxito clínico. Sin embargo, esta información no es proporcionada por los fabricantes dentro de las propiedades físicas y mecánicas que son reportadas frecuentemente.

Su importancia radica al momento de seleccionar el material dental más apropiado, acorde a su indicación, ya que el medio ambiente bucal representa grandes retos para el desarrollo de materiales dentales, que al ser expuestos a un pH crítico (generado como producto del metabolismo bacteriano) influirá no solo sobre las superficies dentales, sino en los materiales que le han sido colocados para diversos propósitos.

Es necesario contar con información no solo de la rugosidad propia de los materiales, sino también de los cambios resultantes de la exposición a un medio ácido en el que estarán inmersos durante su vida útil. Lo anterior con la finalidad de determinar qué material podría presentar un mejor rendimiento clínico.

4. Hipótesis

Hipótesis de Trabajo

La solución desmineralizante incrementa los valores de rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow en comparación con la del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent.

Hipótesis Nula

La solución desmineralizante no incrementa los valores de rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow en comparación con la del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent.

5. Objetivos

General

Comparar el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de la resina fluida Tetric N-Flow y del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent.

Específicos

- Conocer la rugosidad inicial de la resina fluida Tetric N-Flow y del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent.
- Conocer la rugosidad de la resina fluida Tetric N-Flow y del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent, posterior a su exposición a una solución desmineralizante.
- Comparar la rugosidad de la resina fluida Tetric N-Flow antes y después de someterla a la solución desmineralizante.
- Comparar la rugosidad del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, Ivoclar Vivadent, antes y después de someterlo a la solución desmineralizante.
- Comparar los cambios en la rugosidad de ambos materiales.

6. Materiales y métodos

6.1 Diseño del estudio

Tipo de estudio

Estudio experimental *in vitro*, comparativo.

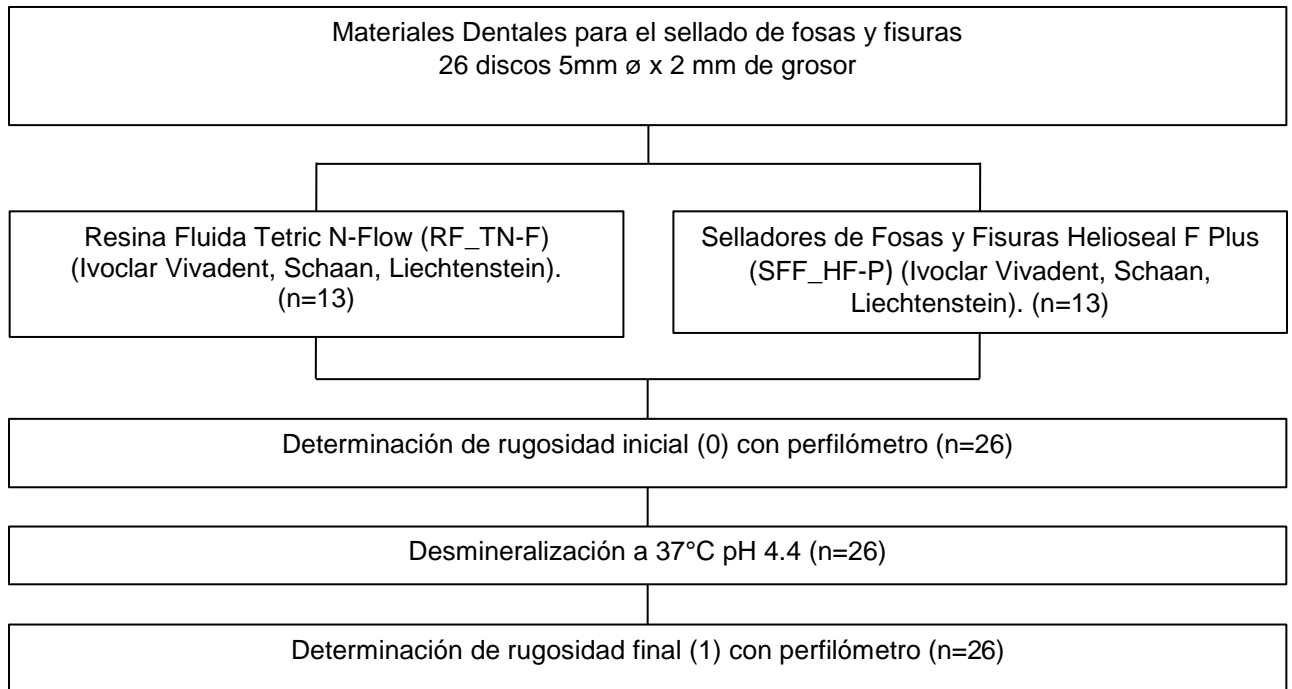


Figura 3. Diagrama de diseño de estudio.

6.2 Universo

Resinas fluidas y selladores de fosas y fisuras de prescripción odontológica disponibles en el mercado.

6.3 Muestra

Por conveniencia, 13 discos de resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) y 13 discos de sellador de fosetas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

6.4 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Criterios de inclusión

Discos íntegros 5mm \varnothing x 2 mm de grosor de resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Discos íntegros 5mm \varnothing x 2 mm de grosor de selladores de fosas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Criterios de exclusión

Discos de resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) y de selladores de fosas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P), (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) que presenten fracturas y/o burbujas, observables a simple vista.

Criterios de eliminación

Discos de resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) y de selladores de fosas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P), (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), que durante el pulido o análisis sufran daños o fracturas.

6.5 Variables

Tabla 3. Definición conceptual y operacional de variables

Nombre	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Rugosidad	Conjunto de asperezas de una superficie respecto a otra idealmente lisa	Valores de rugosidad inicial (0) y final (1) en μm de acuerdo con los perfiles Ra y Rz	Dependiente cuantitativa	Razón (μm)
Resinas fluidas	Compuestos convencionales con la carga del relleno reducida, creando una baja viscosidad; lo que le da mayor fluidez que las resinas tradicionales.	Resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).	Independiente Cualitativa	Nominal
Selladores de fosetas y fisuras	Material que se aplica a la superficie del diente para proporcionar una barrera física que previene el crecimiento de la biopelícula al bloquear la nutrición y prevenir el crecimiento de bacterias que promueven la caries dental.	Sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P), (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).	Independiente Cualitativa	Nominal
Desmineralización	Desequilibrio continuo que da como resultado la disolución de los cristales de apatita y otros minerales.	Solución de 2,2 mM de cloruro de calcio, 2,2 mM de dihidrogenofosfato de potasio, 0,050 M de ácido acético y 1 M hidróxido de potasio pH 4,4	Independiente cualitativa	Nominal

6.6 Procedimiento

Selección y preparación de la muestra

Los materiales seleccionados fueron la resina fluida Tetric N-Flow (RF_TN-F), y el sellador de fosetas y fisuras Helioseal F Plus (SFF_HF-P), (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Se prepararon 13 discos de cada material (resina fluida y sellador de fosas y fisuras), utilizando un molde de teflón de 5 mm de diámetro y 2 mm de profundidad.

El material se cubrió con un portaobjetos de cristal seguido de la aplicación de la lámpara de luz fotopolimerizable (Elipar™ DeepCure-L, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EE.UU.) durante 20 s, similar a los métodos descritos por el fabricante.

Los discos se pulieron ligeramente con papel abrasivo de 6 μ m, después se limpiaron utilizando ultrasonido durante un minuto para eliminar impurezas. Las muestras se dejaron secar al ambiente durante un periodo de 12 h, y posteriormente, se almacenaron en recipientes libres de humedad hasta el momento en que fue realizado el análisis.

Rugosidad

La rugosidad superficial de los materiales fue medida antes (rugosidad 0) y después (rugosidad 1) de someterlos al modelo de desmineralización, mediante un rugosímetro (Surface Roughness Tester SJ-310, Mitutoyo, Tokio, Japan). La superficie de cada muestra se escaneó en tres zonas diferentes, en una longitud de 0.5 mm, por una aguja de diamante, con un módulo de medición de 0.08 mm (λ), a una velocidad de 0.25 mm/s y un filtro de Gauss.

La medición se realizó perpendicular a la muestra. Para cada muestra, se realizaron tres mediciones por el mismo operador. Los parámetros de rugosidad evaluados fueron los siguientes: Ra (distancia media del perfil a la línea media sobre la longitud de evaluación) y Rz (medida de los valores absolutos de las alturas de las cinco crestas del perfil más altas y de las profundidades de los cinco valles del perfil más bajos, dentro de la longitud evaluada).

Modelo de desmineralización

La solución desmineralizante funcionó como un medio ácido similar al generado por los ácidos de la placa dentobacteriana en la boca, estuvo compuesta de 2.2 mM de cloruro de calcio, 2.2 mM de dihidrogenofosfato de potasio, 0.050 M de ácido acético y 1 M hidróxido de potasio pH 4.4.

Se incubaron las muestras en solución desmineralizante durante 4 días a una temperatura de 37° C.

Después de cada período de incubación, cada muestra fue lavada con agua deionizada para eliminar la solución desmineralizante y se limpiaron en un baño ultrasónico. Finalmente, fueron secados a temperatura ambiente.

6.7 Consideraciones bioéticas

Para esta investigación se contemplaron los principios éticos establecidos en la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (64ª Asamblea General de octubre de 2013). En el Artículo 7 de este documento se establece que “la investigación médica está sujeta a normas éticas que sirven para promover y asegurar el respeto a todos los seres humanos, proteger su salud y sus derechos individuales”.⁵⁶

De acuerdo con la Ley General de Salud en su artículo 17 que consideraron los riesgos de la investigación, esta investigación se consideró sin riesgo.

Investigación sin riesgo: son estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables fisiológicas, psicológicas y sociales de los individuos que participan en el estudio, entre los que se consideran: cuestionarios, entrevistas, revisión de expedientes clínicos y otros, en los que no se le identifique ni se traten aspectos sensitivos de su conducta.

Por lo tanto, la presente investigación se consideró sin riesgo debido a que no se va a intervenir en pacientes y el material empleado ha sido aprobado por las

instancias correspondientes de cada país donde se produce.⁵⁷ Además, en todo momento se cuidó la integridad de los investigadores implementando las medidas adecuadas de seguridad en el laboratorio.

El protocolo de investigación fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación del Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología (CIEAO), de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma del Estado de México, quedando registrado con la clave CEICIEAO-2021-012.

6.8 Análisis estadístico

Los datos se analizaron mediante el paquete estadístico SPSS 25 (SPSS IBM, NY, EUA). El análisis estadístico se realizó a través de la prueba de Kolmogorov-Smirnov, Wilcoxon para muestras relacionadas y U de Mann-Whitney, todas con una de significancia de $p \leq 0.05$.

7. Resultados

En ambos parámetros de rugosidad, existieron diferencias significativas entre los dos materiales evaluados, así como antes y después de la desmineralización.

La tabla 3 muestra el promedio y la desviación estándar de la rugosidad media de la superficie Ra (μm). Helioseal F Plus obtuvo los valores más bajos antes de la desmineralización ($0.019 \pm 0.003 \mu\text{m}$), así como los más altos después de la desmineralización (0.035 ± 0.003).

La tabla 4 presenta el promedio y la desviación estándar de la altura máxima del perfil Rz (μm), la resina fluida mostró los valores más altos tanto antes como después de la desmineralización (0.161 ± 0.031 y 0.224 ± 0.033 , respectivamente).

Tabla 3. Promedio y desviación estándar de la rugosidad media de la superficie Ra (μm) de la resina fluida Tetric N- Flow y del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, antes y después del proceso de desmineralización

Grupos	Antes de la desmineralización		Después de la desmineralización	
	Ra (μm)		Ra (μm)	
RF_TN-F	0.024 ± 0.005	A,a	0.032 ± 0.004	A,b
SFF_HF-P	0.019 ± 0.003	B,a	0.035 ± 0.003	B,b

Letras mayúsculas en una columna son la comparación de parámetros entre materiales. Letras minúsculas en una fila son la comparación de parámetros antes y después de la desmineralización. Mismas letras indica que no existe diferencias estadísticas $p \leq 0.05$.

Tabla 4. Promedio y desviación estándar de máxima altura del perfil Rz (μm) de la resina fluida Tetric N- Flow y del sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus, antes y después del proceso de desmineralización

Grupos	Antes de la desmineralización		Después de la desmineralización	
	Rz (μm)		Rz (μm)	
RF_TN-F	0.161 ± 0.031	A,a	0.224 ± 0.033	A,b
SFF_HF-P	0.129 ± 0.023	B,a	0.212 ± 0.031	A,b

Letras mayúsculas en una columna son la comparación de parámetros entre materiales. Letras minúsculas en una fila son la comparación de parámetros antes y después de la desmineralización. Mismas letras indica que no existe diferencias estadísticas $p \leq 0.05$.

8. Discusión

Los materiales dentales deben presentar propiedades similares a las de los tejidos dentales duros, como el esmalte dental, sin embargo, al estar expuestos al medio ambiente bucal, sus propiedades físicas, químicas y mecánicas también pueden verse alteradas.

En el presente trabajo se analizaron los cambios que presenta la rugosidad superficial del sellador de fosas y fisuras Heliobond F Plus y la resina fluida Tetric N Flow al ser embebidos en una solución desmineralizante por un periodo de 4 días a una temperatura de 37°C. Ya que ambos materiales pueden utilizarse para el sellado preventivo de fosas y fisuras de molares temporales o permanentes, su elección se basó en la gran disponibilidad y prestigio dentro del mercado, ya que los productos de Ivoclar Vivadent son ampliamente distribuidos y reconocidos por su calidad.

Al comparar el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de los materiales de la misma casa comercial en diferentes presentaciones, se pudieron observar los cambios que presenta esta propiedad física y determinar el material ideal para utilizarlo como agente sellante de fosas y fisuras para la prevención de lesiones cariosas.

Kumari et al.⁵⁸ señalaron que la rugosidad superficial y las irregularidades del material dependen de la composición de la matriz de la resina, incluidos el tipo, la forma, el tamaño y la distribución de sus diferentes partículas de relleno.⁵⁹

Los resultados del presente estudio señalan que el sellador Heliobond F Plus obtuvo los valores más bajos de Ra antes de la desmineralización, sin embargo, después de someterse a disolución en un medio ácido estos alcanzaron los valores de rugosidad más altos. Esto pudo deberse a la menor cantidad de relleno (40.5%)³⁸ que presenta el sellador de fosetas y fisuras con respecto al contenido en la resina fluida (63%).⁴⁷ Por otro lado, si bien se ha investigado la influencia del fluoruro en las propiedades de algunos materiales dentales, está aún no ha sido esclarecida por completo, ya que los resultados reportados no han sido concluyentes.⁶⁰

Abdelmegid et al.⁶¹ reportaron que la rugosidad de la resina compuesta y la resina modificada con ionómero de vidrio se vio afectada debido a la exposición a bebidas con pH ácido, hallazgos que coinciden con los resultados de nuestro estudio, ya que existieron diferencias significativas en los valores de rugosidad obtenidos antes y después de la exposición de estos a la solución desmineralizante con pH ácido.

Se sabe que la degradación superficial es causada por un proceso de hidrólisis estimulada por las condiciones orales y un pH bajo dado por los ácidos producidos por microorganismos, los cuales afectan la integridad de la superficie provocando la disolución de los rellenos inorgánicos de los compuestos a base de resina; así como, la absorción de agua en la matriz de resina. El agua absorbida causa el ablandamiento de la matriz, la formación de microgrietas, la degradación de resina y el desmembramiento de las interfaces de la matriz de relleno, fenómenos que afectan la rugosidad del material.⁶²

La acumulación de placa dentobacteriana puede verse influida por las variaciones en la rugosidad superficial de los materiales dentales, por lo que, es necesario colocar materiales con bajos valores de rugosidad y que estos se mantengan aun estando en contacto con la acidez del medio ambiente oral.

Park et al.⁶³ reportaron una disminución de adhesión bacteriana cuando la rugosidad superficial de un material presentó un valor de 0.15 μm , en el presente estudio los resultados obtenidos antes y después del proceso de desmineralización correspondientes a Ra para la resina fluida Tetric N Flow (0.024 y 0.032 μm) y el sellador de fosas y fisuras Heliobond F Plus (0.019 y 0.035 μm) se encontraron por debajo del rango crítico mencionado anteriormente, por lo tanto, se pudiera inferir que no favorecen la adhesión bacteriana.

La importancia de determinar la rugosidad superficial no solo se basa en la mayor acumulación de placa dentobacteriana, sino también en la percepción de comodidad de la lengua del paciente, un valor superior a 0.3 μm , puede representar desagrado (Para Karatas et al. I).⁶⁴ En este sentido los valores obtenidos para la rugosidad de la resina fluida Tetric N Flow (0.024 μm) y el sellador de fosas y fisuras Heliobond F(0.019 μm), podrían pasar desapercibidos por el paciente, aún después

de someterse al proceso de desmineralización, dado que el valor de rugosidad Ra (0.035 μm) no excedió al reportado como incómodo. Además, los valores de rugosidad superficial obtenidos en este estudio antes y después de la desmineralización para ambos materiales se encontraron por debajo de los obtenidos para el esmalte dental decíduo (0.20-0.26 μm y Rz de 1.70-2.33 μm)⁶⁵ y permanente (Ra de 0.20-0.32 μm y Rz de 1.63-2.51 μm),⁶⁶ lo cual también permitiría que pasen desapercibidos por la lengua, siempre y cuando la manipulación, ajuste oclusal y pulido de la restauración sea de una manera apropiada.

Este estudio nos permite comprender la influencia del proceso de desmineralización en la rugosidad superficial de los materiales dentales. Como pudo observarse esta propiedad física se vio afectada en ambos materiales estudiados, sin embargo, a pesar de ello la rugosidad alcanzada podrían no influir en la reincidencia de caries; ya que la rugosidad obtenida está por debajo del valor mínimo considerado favorecedor de acúmulo de microorganismos, sin obviar que dentro de las limitaciones de este trabajo, encontramos que al ser un estudio *in vitro*, resulta complicado reproducir todas las condiciones de la cavidad bucal dentro del laboratorio, por lo tanto si no se cumple con el estándar y las condiciones experimentales los resultados pueden verse afectados, otra limitación que podría considerarse es el número limitado de muestras y tiempo de exposición (4 días) a la solución desmineralizante, por ello se sugiere realizar estudios posteriores enfocados a la medición de la rugosidad de este tipo de materiales expuestos a medios ácidos durante tiempos más prolongados, ya que en la boca existen cambios cíclicos del pH, constantemente.

9. Conclusiones

La inmersión en solución desmineralizante incrementó la rugosidad superficial (Ra y Rz) de los materiales evaluados.

Los efectos de la solución desmineralizante sobre la rugosidad superficial fueron más marcados en el sellador de fosas y fisuras que en la resina fluida de la misma marca comercial.

10. Referencias

1. Macchi R. Materia y Materiales. En: Macchi R, editor. Materiales Dentales. Buenos Aires: Panamericana; 2013.p. 3-12.
2. Garrido G. Folleto de Materiales Dentales. UVS Fajardo. 2013. p. 2.
3. Giner LI. Los dientes del comer al lucir: evolución de los materiales odontológicos y cambios sociales. España: Real Academia Europea de Doctores; 2019. p. 17-36.
4. Anusavice JK. Visión Panorámica de los materiales para uso dental. En: Phillips R, editor. Ciencias de los Materiales Dentales. Madrid: Elsevier Saunders; 2004. p. 3-19.
5. Macchi R. Propiedades de los materiales. Materia y Materiales. En: Macchi R, editor. Materiales Dentales. Buenos Aires: Panamericana; 2013.p. 13-37.
6. Anusavice JK, Brantley W. Propiedades físicas de los materiales dentales. En: Phillips R, editor. Ciencias de los Materiales Dentales. Madrid: Elsevier Saunders; 2004. p. 41-71.
7. Wikipedia, La enciclopedia libre. "Rigidez." [Internet]; 29 ene 2021 [Consultado 2021 abril 19]. Disponible en: <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Rigidez&oldid=132800292>.
8. Mejía Casanova DV. Estudio comparativo de rugosidad superficial en resinas nanohíbridas sometidas a dos sistemas de pulido: análisis *in vitro* [Internet]. Universidad Central del Ecuador; 2017. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/12749/1/T-UCE-0015-762.pdf>
9. Grupo tecnología mecánica. Rugosidad superficial [Internet]. Mar del Plata: Procesos de fabricación; 2014 [consultado 2021 abril 2]. Disponible en: <http://www3.fi.mdp.edu.ar/tecnologia/archivos/TecFab/10.pdf>
10. Hinojosa Rivera M. Reyes Melo ME. La rugosidad de las superficies: Topometría. ingenierías. 2001; 6(11): 27-33.

11. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006; 31(1): 39-46.
12. Larburu N. Máquinas: prontuario: técnicas, máquinas, herramientas Madrid: Thomson Editores; 2004.
13. Mata F, Issam H, Abdellatif K, Abdallah J, Mohammed B. Predictive models for different roughness parameters during machining process of Peek composites using response surface methodology. *Rev Ing Inv Tec.* 2013; 14(4):463-474.
14. Ahovuo-Saloranta A, Forss H, Walsh T, Nordblad A, Mäkelä M, Worthington HV. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017; 7(7): 8-9.
15. Macchi R. Selladores de fosas y fisuras. En: Macchi R, editor. *Materiales Dentales.* Buenos Aires: Panamericana; 2013.p. 117-124.
16. García FG, Harris N, Muesch DH. Selladores de fosas y fisuras. En: García FG, Harris N, Muesch DH. *Odontología preventiva primaria.* Ciudad de México: Manual Moderno; 2006. p. 205-228.
17. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002; 24(5): 393-414.
18. Hicks J. Técnica de grabado ácido en la prevención de caries: selladores de fosas y fisuras y restauración preventiva con resina. En: Pinkham J.R. *Odontología Pediátrica.* Ciudad de México: McGraw-Hill; 1996. p. 462-494.
19. Simonsen, R. J. Retención y eficacia del sellador dental después de 15 años. *El Journal of the American Dental Association.* 1991; 122(10): 34-42.
20. Naaman R, El-Housseiny AA, Alamoudi N. The Use of Pit and Fissure Sealants-A Literature Review. *Dent J (Basel).* 2017; 5(4):1-19.

21. Wright JT, Crall JJ, Fontana M, et al. Evidence-based Clinical Practice Guideline for the Use of Pit-and-Fissure Sealants. American Academy of Pediatric Dentistry, American Dental Association. *Pediatr Dent* 2016; 38(5): E120-E36.
22. Cvikl B, Moritz A, Bekes K. Pit and Fissure Sealants-A Comprehensive Review. *Dent J (Basel)*. 2018; 6(2): 1-8.
23. Escobar F. Prevención en Odontología Pediátrica. En: Escobar F. *Odontología Pediátrica*. Venezuela: Amolca; 2004. p. 138-146.
24. König, K. G. Dental Morphology in Relation to Caries Resistance with Special Reference to Fissures as Susceptible Areas. *Journal of Dental Research*. 1963; 42(1): 461–476.
25. Henderson H, Setcos J. Sellado de fosas y fisuras. En: McDonald R, Avery D. *Odontología Pediátrica y del Adolescente*. España: Mosby; 1995. p.369-380.
26. 3M Science. Concise White Sealant [Internet]. Chile: 3M Dental Products and Dental Supplies; 2017. [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1507406O/dental-ficha-tecnica-sellante-concise-de-fotopolimerizacion.pdf>
27. Ivoclar. Helioseal [Internet]. España: Ivoclar Vivadent S.L.U. [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: <https://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/prevencion-cuidado/sellador-de-fisuras/helioseal>
28. VOCO. Grandio® Seal. [Internet]. Baja Sajonia: The company; Germany: VOCO GmbH. [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.voco.dental/es/portaldata/1/resources/products/folders/es/grandio-seal_fol_es.pdf
29. GC. GC Fuji TRIAGE™. [Internet] GC AMERICAN INC; 2018 [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: <http://gclatinamerica.com/assets/doctos/descargas/8/Fuji%20TRIAGE-mayo2018.pdf>

30. SDI. Riva protect. [Internet]. Australia: SDI Limited [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.sdi.com.au/pdfs/brochures/es-sp/riva%20protect_sdi_brochures_es-sp.pdf
31. 3M Sciencie. 3M Ketac Molar Easymix [Internet]. Alemania: 3M Dental Products and Dental Supplies [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.3m.com.mx/3M/es_MX/p/d/b00034643/
32. SDI. Conseal f. [Internet]. Australia: SDI Limited [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.sdi.com.au/pdfs/brochures/es-sp/conseal%20f_sdi_brochures_es-sp.pdf
33. 3M Sciencie. 3M ESPE Clinpro Sellador [Internet]. Saint Paul: 3M Dental Products and Dental Supplies. [consultado 2021 abril 25]. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1507405O/dental-ficha-tecnica-sellante-clinpro.pdf>
34. Kuraray. TEETHMATE F-1 [Internet]. Japón: Kuraray Dental. [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/teethmate-f1-brochure-en.pdf>
35. VOCO. Fissurit® Fissurit® F Fissurit® FX. [Internet]. Alemania: VOCO GmbH. [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.voco.dental/es/portaldata/1/resources/products/folders/es/fissurit_fol_es.pdf
36. SDI. Riva Light Cure. [Internet]. Australia: SDI Limited [consultado 2021 mayo 1]. Disponible en: https://www.sdi.com.au/pdfs/brochures/es-sp/riva%20light%20cure%20:%20riva%20light%20cure%20hv_sdi_brochures_es-sp.pdf
37. Ivoclar Vivadent. Helioseal F Plus ® The efficient fissure sealant. [Internet]. Schaan: The Company [consultado 2021 noviembre 23]. Disponible en: <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/#search-text=Helioseal%20F%20Plus&details=13716>

38. Ivoclar Vivadent. Helioseal® F Plus. [Internet]. Schaan: The Company [consultado 2021 noviembre 23]. Disponible en <https://downloadcenter.ivoclarvivadent.com/#search-text=Helioseal%20F%20Plus&details=19807>
39. Ivoclar Vivadent. Helioseal F Plus – The efficient fissure sealant [Internet]. 2019 [citado 23 noviembre 2021]. Disponible en: https://www.youtube.com/watch?v=-5_NTTitlA8
40. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015; 9(6): ZE18-24.
41. Bagherian A, Shiraz A. Flowable composite as fissure sealing material? A systematic review and meta-analysis. *BDJ.* 2018; 224(2): 92–97.
42. Boruziniat A, Gharaee S, Sarraf Shirazi A, Majidinia S, Vatanpour M. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int.* 2016; 47(2):93-101.
43. 3M Sciencie. 3M ESPE Restaurador Fluido Filtek Z350 [Internet]. Saint Paul: 3M Dental Products and Dental Supplies. [consultado 2021 abril 25]. Disponible en: <https://multimedia.3m.com/mws/media/348759O/filtek-z350-flowable-technical-profile-spanish.pdf>
44. Rawls R. Polímeros dentales. En: Phillips R, editor. *Ciencias de los Materiales Dentales.* Madrid: Elsevier Saunders; 2004. p. 143-169.
45. Mirică IC, Furtos G, Bâldea B, Lucaciu O, Ilea A, Moldovan M, Câmpian RS. Influence of Filler Loading on the Mechanical Properties of Flowable Resin Composites. *Materials (Basel).* 2020; 13(6):1-12.
46. Shaalan OO, Abou-Auf E, El Zoghby AF. Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: Systematic review and meta-analysis. *J Conserv Dent.* 2017; 20(6): 380-385.

47. Fischer K, Lendenmann U. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram / Tetric® N-Flow / Tetric® N-Bond / Tetric® N-Bond Self-Etch. Scientific Documentation Tetric N-Family. 2010; 1-21
48. Lei C, Jiyao L, Hockin H.K, Xuedong Z. Demineralization and Remineralization. En: Xuedong Z. Dental Caries Principles and Management. Berlín: Springer; 2016. p. 71-83.
49. Zahradnik RT, Moreno EC. Progressive stages of subsurface demineralization of human enamel. Arch Oral Biol. 1977; 22: 585–591.
50. Buzalaf MA, Hannas AR, Magalhães AC, Rios D, Honório HM, Delbem AC. pH-cycling models for in vitro evaluation of the efficacy of fluoridated dentifrices for caries control: strengths and limitations. J Appl Oral Sci. 2010; 18(4):316-334.
51. Xuelian H, Qiang G, Biao R, Yuqing L, Xuedong Z. Models in Caries Research En: Xuedong Z. Dental Caries Principles and Management. Berlin: Springer; 2016. p. 157-173.
52. Deyhle H, Shane N, Bunk O, Beckmann F, Müller B. Nanostructure of carious tooth enamel lesion. Acta Biomaterialia. 2014; 10: 355–364.
53. Amaechi BT. Protocols to Study Dental Caries In Vitro: pH Cycling Models. En: Papagerakis P. Odontogenesis: Methods and Protocols: 1922. Humana Press; 2019. p. 379-392.
54. Yu OY, Zhao IS, Mei ML, Lo EC, Chu CH. A Review of the Common Models Used in Mechanistic Studies on Demineralization-Remineralization for Cariology Research. Dent J (Basel). 2017; 5(2): 1-8.
55. Ferracane JL. Models of caries formation around dental composite restorations. J Dent Res. 2017; 96(4): 364-371.
56. World Medical Association [Internet]. Ferney-Voltaire: The Association; c2016-2020 [actualizado 2018 julio 9; citado 2021 mayo 30]. WMA Declaration of Helsinki

2013. Disponible en: <https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>

57. Gobierno de México [Internet]. México: Secretaría de Salud; c2018-2020 [actualizado 2014 abril 2; citado 2021 mayo 31]. Comisión Nacional de Bioética Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud. Disponible en: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/281701/Reg_LGS_MIS.pdf
58. Kumari CM, Bhat KM, Bansal R, Singh N, Anupama A, Lavanya T. Evaluation of surface roughness and hardness of newer nanoposterior composite resins after immersion in foodsimulating liquids. *Contemp Clin Dent*. 2019; 10(2): 289-293.
59. Nasoohi, N, Hoorizad M, Tabatabaei SF. Effects of wet and dry finishing and polishing on surface roughness and microhardness of composite resins. *J Dent (Tehran)*. 2017; 14(2): 69-75.
60. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res Tech*. 82(10):1756-1767.
61. Abdelmegid F. Salama F. Al-Jameel M. Al-Rasheed T. Sharawy M. Effects of fruit drinks on surface roughness of two esthetic restorative materials. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*. 2019; 21 (2): 47-52.
62. Prakki A, Cilli R, Mondelli RF, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *J Dent*. 2005; 33(2): 91-98.
63. Park JW, An JS, Lim WH, Lim BS, Ahn SJ. Microbial changes in biofilms on composite resins with different surface roughness: An in vitro study with a multispecies biofilm model. *J Prosthet Dent*. 2019; 122(5): 493.e1–493.e8.

64. Karatas O, Gul P, Gündogdu M, Iskenderoglu DT. An evaluation of surface roughness after staining of different composite resins using atomic force microscopy and a profilometer. *Microsc Res Tech.* 2020; 83(10): 1251-1259.
65. Teutle-Coyotecatl B, Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Almaguer-Flores A, Rodríguez-Vilchis LE, Velazquez-Enriquez U, et al. Effect of Er:YAG laser irradiation on deciduous enamel roughness and bacterial adhesion: An in vitro study. *Microsc Res Tech.* 2019; 82(11): 1869-1877.
66. Teutle-Coyotecatl B, Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Almaguer-Flores A, García-Pérez V, Rodríguez-Vilchis LE, et al. Adhesion of *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sanguinis* on Er:YAG laser-irradiated dental enamel: effect of surface roughness. *Photomed Laser Surg.* 2018; 36(12): 660-666.

11. Anexos

Anexo I. Registro de rugosidad de la resina fluida Tetric N-Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

No. Muestra (n=13)	Rugosidad 0	
	Ra (μm)	Rz (μm)
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
4.1		
4.2		
4.3		
5.1		
5.2		
5.3		
6.1		
6.2		
6.3		
7.1		
7.2		
7.3		
8.1		
8.2		
8.3		
9.1		
9.2		
9.3		
10.1		
10.2		
10.3		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		

No. Muestra (n=13)	Rugosidad 1	
	Ra (μm)	Rz (μm)
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
4.1		
4.2		
4.3		
5.1		
5.2		
5.3		
6.1		
6.2		
6.3		
7.1		
7.2		
7.3		
8.1		
8.2		
8.3		
9.1		
9.2		
9.3		
10.1		
10.2		
10.3		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		

Anexo II. Registro de rugosidad del Sellador de fosas y fisuras Helioseal F Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

No. Muestra	Rugosidad 0	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=13)		
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
4.1		
4.2		
4.3		
5.1		
5.2		
5.3		
6.1		
6.2		
6.3		
7.1		
7.2		
7.3		
8.1		
8.2		
8.3		
9.1		
9.2		
9.3		
10.1		
10.2		
10.3		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		

No. Muestra	Rugosidad 1	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=13)		
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
4.1		
4.2		
4.3		
5.1		
5.2		
5.3		
6.1		
6.2		
6.3		
7.1		
7.2		
7.3		
8.1		
8.2		
8.3		
9.1		
9.2		
9.3		
10.1		
10.2		
10.3		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		