



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 del
sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo,
Ultradent

Proyecto Terminal
Para obtener el Diploma de
Especialista en Odontopediatría

Presenta

Geovanni David Sánchez López

Director

Dra. en C. S. Laura Emma Rodríguez Vilchis

Co-Director

Dra. en O. Rosalía Contreras Bulnes



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
1.1.4.1Propiedades biológicas.....	8
1.1.4.2 Propiedades físicas.....	8
1.1.4.3Propiedades químicas.....	11
1.1.4.4Propiedades mecánicas.....	12
1.1.5 Rugosidad superficial	18
2.1 Selladores de fosas y fisuras.....	21
2.1.1 Definición.....	21
2.1.2 Historia.....	22
2.1.3 Clasificación	23
2.1.3.1 Selladores a base de resina	23
2.1.3.2 Selladores a base de cemento de ionómero de vidrio	24
2.1.3.3 Selladores a base de resina modificada con poliácido.....	25
2.1.3.4 Selladores de ionómero de vidrio modificados con resina.....	25
2.1.4 Características del sellador dental	25
2.1.5 Propiedades de los selladores.....	25
2.1.6 Criterios de selección para la colocación de selladores.....	26
2.1.6.1 Indicaciones.....	26
2.1.6.2 Contraindicaciones.....	26
2.1.7 Ventajas	26
2.1.8 Desventajas.....	27

2.1.9 Preparación dental para su colocación.....	27
2.1.10 Selladores disponibles en el mercado.....	28
2.1.11 Sellador de fosas y fisuras Ultra Seal XT plus	31
3.1 Resinas fluidas.....	31
3.1.1 Definición.....	31
3.1.2 Historia.....	31
3.1.3 Requisitos de las resinas.....	36
3.1.4 Propiedades de las resinas fluidas	36
3.1.5 Criterios de selección.....	39
3.1.5.1 Indicciones	39
3.1.5.2 Contraindicaciones	40
3.1.6 Ventajas	40
3.1.7 Desventajas.....	40
3.1.8 Resina fluida Permaflo Restaurador Fluido	40
4.1 Modelos de desmineralización	41
4.1.1 Desmineralización	41
4.1.2 Historia.....	41
4.1.3 Etapas de desmineralización	42
4.1.4 Modelos de desmineralización	44
4.1.4.1 Modelo <i>in vitro</i>	44
4.1.4.1.1 Indicciones	44
4.1.4.1.2 Ventajas	44
4.1.4.1.3 Desventajas	44
4.1.4.1.4 Clasificación	45
4.1.4.1.4.1 Modelo químico <i>in vitro</i>	45
4.1.4.1.4.2 Modelo microbiano <i>in vitro</i>	45
4.1.4.2 Modelo <i>in situ</i>	45
4.1.4.2.1 Ventajas.....	46
4.1.4.2.2 Desventajas.....	46
4.1.4.2.3 Clasificación.....	46

4.1.4.3 Modelo en animales.....	47
4.1.4.3.1 Indicaciones.....	47
4.1.4.3.2 Ventajas	48
4.1.4.3.3 Desventajas	48
2. Planteamiento del problema	49
3. Justificación.....	50
4. Hipótesis.....	51
5. Objetivos.....	52
6. Materiales y métodos.....	53
6.1 Diseño del estudio.....	53
6.2 Muestra.....	53
6.3 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	53
6.4 Variables.....	54
6.5 Procedimiento.....	54
6.6 Consideraciones bioéticas.....	56
6.7 Análisis estadístico.....	56
7. Resultados.....	57
8. Discusión.....	58
9. Conclusiones.....	61
10. Referencias.....	62
11. Anexos.....	73
11.1 Formato de registro sellador de fosas y fisuras.....	73
11.2 Formato de registro resina fluida.....	74

Resumen

Introducción: Las nuevas tecnologías en el desarrollo de los materiales dentales para restauración, mínima intervención y prevención son determinante para el éxito en la práctica odontológica. La rugosidad de los materiales está influenciada por diversos factores, composición, sistema de pulido, cambios en el medio ambiente bucal entre otros, sin embargo, estos últimos no han sido estudiados ampliamente.

Objetivos: Determinar el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo, Ultradent.

Metodología: Estudio experimental in vitro, muestra por conveniencia de 13 discos de sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y 13 de resina fluida PermaFlo de 5 mm de diámetro por 2 mm de grosor. Las muestras se colocaron en una solución desmineralizante a 37° C, durante 4 días. La rugosidad se midió en tres zonas diferentes con un rugosímetro antes de su inmersión en la solución desmineralizante y después. Los parámetros de rugosidad evaluados fueron Ra y Rz. El análisis estadístico se realizó mediante las pruebas de Wilcoxon para muestras relacionadas y U de Mann-Whitney con una de significancia de $p \leq 0.05$.

Resultados: El promedio de rugosidad en Ra antes de la desmineralización fue de 0.023 ± 0.003 a 0.025 ± 0.002 μm después de la desmineralización con diferencias estadísticamente significativas para ambos materiales, mientras que en Rz se observa la misma tendencia, después de la desmineralización, en promedio en los selladores fue de 0.169 ± 0.017 con diferencias respecto a la resina.

Conclusiones: La solución desmineralizante incrementó la rugosidad superficial del sellador y la resina, la rugosidad inicial de ambos materiales fue similar tanto en Ra como Rz, no así para Rz después de la desmineralización.

1. Antecedentes

Materiales Dentales

Definición

Para entender el significado de materiales dentales podemos analizar las palabras que lo componen por separado. De esta forma entendemos como materia como todo aquello que tiene masa y por ende ocupa un lugar en el espacio. De tal forma se puede encontrar en tres distintos estados dependiendo de la relación de sus partículas; si las partículas son estables su estado se dice que es sólido. Líquido si las partículas que la componen tienen una energía mayor entre ellas y, si dichos componentes no guardan una relación entre estas se puede encontrar en un estado gaseoso.

En cuanto a la palabra dental, esto hace referencia a los dientes. Por ello, al emplear esta terminología en conjunto podemos hacer referencia a materiales que son empleados para ser aplicados en el ámbito odontológico.

Historia

Los materiales que actualmente aplicamos en la práctica estomatológica han representado un gran desarrollo para el clínico.

Hace 100 años se empleaba la amalgama de plata como material de restauración con los preceptos establecidos por GV Black a fines del siglo XIX, cuyos componentes fueron modificándose a través del tiempo. En la década de los años 50's los materiales estéticos denominados composites dentales aparecen y, paulatinamente se han ido modificando haciéndolos más compatibles con los tejidos; sobre todo promoviendo al órgano dentario una mayor protección.

Hoy en día contamos con materiales más resistentes como la porcelana dental entre otros, los mismos cementos que están diseñados para la protección de los tejidos. Los materiales denominados de mínima intervención como el flúor, que los podemos encontrar en dentífricos, enjuagues y geles. Los cuales promueven la remineralización en estadios iniciales de la enfermedad de la caries. Se espera que en el futuro los

materiales estimulen respuestas biológicas benéficas, fomentando la reparación natural de pequeños defectos en el diente.¹

Clasificación

La materia integrada por átomos metálicos y por ende materiales que están constituidos por ellos son considerados materiales metálicos como son oro, plata, cobre, hierro entre otros. También se encuentran los materiales cerámicos que son una combinación de ambos tipos de átomos en el que encontramos el yeso, mármol, porcelana, etc. Finalmente hay materia donde un grupo de átomos en primer lugar se unen formando moléculas y secundariamente su relación da parte a la materia o material, llamados materiales orgánicos.

En ocasiones podemos encontrar materiales que combinen en su materia dos tipos de materiales los cuales son considerados materiales combinados conocidos como composites.

Materiales Metálicos

La mayoría de los materiales metálicos son sólidos su temperatura y presión es usual. Sus átomos están fuertemente asociados el uno con el otro. Estos pierden electrones y su órbita externa queda completa, conocido como enlaces metálicos.

Materiales Cerámicos

El estado sólido se ve influenciado por dos tipos de uniones que se dan por átomos distintos como los metálicos y no metálicos.

Materiales Orgánicos

En este tipo de materiales el átomo importante es el carbono y en otros el silicio. Aquel elemento, con sus cuatro electrones, tiene la capacidad de adherirse con otros átomos parecidos y/o con otro tipo de elementos por medio de las llamadas uniones covalentes y así formar moléculas.

Propiedades

Entender cómo funcionan y cuáles son sus propiedades de cada material es conveniente por dos aspectos. Por una parte nos permite elegir el material ideal o el que mejor se adapte a las necesidades del tratamiento dental, obteniendo de esta forma mejores resultados y también nos garantiza que sea un producto seguro y eficaz.

Propiedades Biológicas

Su análisis nos permite determinar si un material en específico es adecuado o no para el organismo es decir que el cuerpo los incorpore sin ningún problema. Además, se debe estudiar las situaciones desfavorables que puedan estar presentes en algún componente que sea empleado tanto de forma temporal como permanente ya sea en boca o en los tejidos de los pacientes, así mismo saber si son tóxicos para el personal que los manipula o son capaces de producir daños al medio ambiente

Se tienen dos tipos de reacciones de tipo biológico que deben prevenirse cuando se emplea algún material, estas son: las reacciones de tipo inmunológicas y las reacciones toxicológicas y mutagénicas.²

Propiedades Físicas

Estas se fundamentan en las leyes de la mecánica, acústica, óptica, termodinámica, electricidad, magnetismo, radiación, la estructura atómica o sus fenómenos nucleares. Así mismo su matiz, el valor y la intensidad cromática están asentadas en las leyes de la óptica. La conductividad térmica y su coeficiente de expansión térmica basadas en las leyes de la termodinámica.

Abrasión y Resistencia a la Abrasión

En ocasiones la dureza ha sido usada para determinar si un material es resistente a la abrasión o su consiguiente desgaste. Aun así, la abrasión es más complicada puesto que para ello se necesita de varios elementos para producir alguna alteración en las estructuras dentales. Por esta razón la dureza por si sola no es un signo fiable para determinar la resistencia al desgaste o su abrasión por distintos tipos de materiales.

La dureza solo es una parte de los tantos factores que intervienen en el desgaste del esmalte. Se pueden encontrar otras causas como la fuerza de masticación, el número de veces que se realiza esta acción, el tipo de alimento que se ingiere, los componentes líquidos (jugos, refrescos, etc.), el cambio de temperatura bucal, el tipo y composición de cada material y las mismas estructuras anatómicas del órgano dentario.

Viscosidad

Se define como la resistencia de un líquido a fluir. La ciencia que se encarga del estudio sobre las propiedades del flujo de los materiales es la reología.

Algunas condiciones alteran la viscosidad de la mayoría de los líquidos como es la elevación de la temperatura con la cual la viscosidad se ve disminuida. El sometimiento a repetidas aplicaciones de presión, el líquido suele hacerse menos viscoso y más fluido fenómeno conocido como tixotropismo.

Relajación Estructural y de Fuerzas

Al ser sometida a una fuerza una sustancia permanentemente (deformación plástica), esta experimenta fuerzas internas. De igual forma la tasa de relajación aumenta al elevarse la temperatura.

Fluencia y Flujo

La fluencia es definida como la deformación de forma plástica en un componente donde se está ejerciendo una carga o fuerza de manera constante y que es dependiente del factor tiempo.

El termino flujo es empleado en odontología y describe el fenómeno de la reología de los materiales amorfos como las ceras.

Color y Percepción del Color

Uno de los objetivos que ha ido en constante avance en los materiales dentales son las consideraciones estéticas que estén más apegadas al color natural del diente, tanto en la odontología restauradora y la protésica.

Propiedades Termofísicas

Conductividad Térmica

Se considera una medida termofísica, de cómo se transmite el calor por medio de un material a través de un flujo de conducción. Dentro de los materiales que presentan un alto grado de conductividad térmica se llaman conductores, y los de baja conductividad térmica se denominan aislantes.

Difusividad Térmica

El principal valor de la difusividad térmica de un componente radica en controlar la postura de tiempo de los cambios de temperatura cuando el calor va pasando por el material. Naturalmente al ingerir alimentos y bebidas, la temperatura oral varía con estas acciones; normalmente la transmisión de calor a través de un componente reduce el gradiente térmico.

Coefficiente de Expansión Térmica

Es de suma importancia para el profesional dental, se describe como el cambio en la longitud por unidad de la longitud original de un componente al elevarse la temperatura 1°K. Habitualmente las restauraciones son capaces de extenderse o sufrir una contracción, mayor que los órganos dentarios; esto debido a los cambios de temperatura. Provocando una microfiltración marginal e inclusive su desadaptación del órgano dentario.

Introducción al Deslustrado y a la Corrosión

Evidentemente la corrosión es un factor no deseable en la odontología, pero para algunos materiales este factor es beneficioso; como es el caso de la aleación de amalgama puesto que la corrosión de la restauración favorece el sellado del material y la posibilidad de que no entren microorganismos.

Dentro de las combinaciones nobles que existen que no sufren corrosión se encuentran: el oro, el paladio y el platino. La aleación de plata no se considera un metal noble puesto que esta al contacto con elementos como son el aire, el agua y el azufre forman sulfuro de plata, un componente que le da la decoloración oscura.

Naturalmente la ingesta de alimentos o bebidas provoca la diferencia del pH bucal ocasionando o acelerando el proceso de corrosión de ciertos materiales metálicos.

Causas de Deslustrado y Corrosión

El deslustrado de las restauraciones de metal se describe como el deslustrado o como la mínima pérdida o alteración del brillo de su superficie, esto es debido normalmente al acumulo de una placa gruesa y blanda. En donde la primera deriva de la formación del cálculo dental que se adhiere a la superficie de la restauración y la segunda a los depósitos blandos que son el resultado de la formación de bacterias y la mucina salival.

La corrosión está estrechamente relacionada con el medio oral y el tiempo, la cual aumenta en las superficies que se encuentran sometidas a tensión, con impurezas propias del mismo material o de sus productos que no sellan la superficie del metal.³

Propiedades Químicas

Los componentes utilizados en la práctica odontológica durante su manejo y empleo están en contacto con distintos agentes químicos, que pueden resultar del propio organismo, como los fluidos biológicos la alimentación y una variedad de materiales dentales.

Estos materiales pueden estar intercambiando sus componentes con el medio oral, mezclarse, liberar productos tóxicos, producir erosiones por los ácidos presentes y sufrir decoloración por las sustancias propias de los fluidos, además de corroerse y de pigmentarse.

Disolución

La acción de solubilidad que presentan los distintos componentes va a depender de su composición, del medio y la celeridad de la relación entre estos dos factores.

Absorción

La absorción causa cambios en sus dimensiones, sufre expansión, facilita el ingreso de bacterias y el establecimiento de pigmentos. Presenta la liberación de componentes solubles del interior de sus estructuras. Afectando la compatibilidad del material con el medio con el que interactúa.

Pigmentación

Es el resultado del acumulo en las superficies de restos como sulfuro, cloruros que son provenientes de la dieta y de los líquidos, además de los componentes de la placa dentobacteriana.

Corrosión

Es la degradación de los componentes de los materiales, que le confiere pérdida de su estructura provocando su fractura, esto además puede liberar compuestos tóxicos capaces de producir daño en el medio oral donde se encuentran.²

Propiedades Mecánicas

Las propiedades mecánicas que presentan los materiales están fundamentadas en las leyes de la mecánica, en tanto esta ciencia física se encarga de la energía, su fuerza y los efectos que producen en la materia.

La resistencia, su deformación o la fractura de un material están determinadas por sus propiedades mecánicas. Las características mecánicas de los materiales se determinan por sus unidades de tensión y deformación, las cuales pueden presentar medidas de deformación elástica o reversible, deformación plástica o irreversible, o una combinación de ambas.

Tensiones y Deformaciones

La tensión se define como la energía por unidad de área donde actúa entre millones de átomos o partículas en un plano determinado de la materia. En el estudio odontológico podemos encontrar distintos tipos de tensión que son ejercidas dependiendo de su naturaleza y la del elemento donde se aplican. Denominadas fuerza de tracción, fuerza de cizallamiento y fuerza de compresión.

El termino resistencia se denomina el nivel medio de tensión en el que un componente demuestra una cantidad determinada de su deformación plástica inicial o donde se presenta la fractura de muestras de su mismo tamaño y forma.

La deformación o cambio en la longitud, es cuando la deformación es relativa de una cosa sometida a tensión. Puede ser elástica, plástica o ambas. En la deformación elástica al retirar el estímulo el objeto recupera su forma, se dice que es reversible. En la deformación plástica su deformación es permanente, aunque la fuerza se haya retirado.

Fuerza de Tracción

Se debe a una carga que estira o alarga un objeto. Aparte esta fuerza de tracción normalmente va acompañada de una deformación de tracción. En el ámbito odontológico se presentan pocas fuerzas de tracción puras. Aunque, esta fuerza puede originarse cuando los componentes se encuentran flexionados.

Fuerza de Compresión

El objeto está bajo una carga la cual lo comprime o la acorta, así la resistencia interna a dicha carga se llama fuerza de compresión.

Fuerza de Cizallamiento

Resiste el desplazamiento o movimiento de una parte de un elemento sobre otro. Esta fuerza igualmente se ocasiona por la acción de torsión sobre un componente.

Fuerza de Flexión

El ejemplo más claro donde se puede observar esta fuerza de flexión es en un puente de tres piezas y en una prótesis parcial fija con dos unidades en voladizo. En el primer caso las cargas se aplican sobre los extremos y la fuerza de flexión surge en la zona tisular y la fuerza de compresión en la zona oclusal. En el segundo caso el puente voladizo la fuerza de tracción máxima surge en la superficie oclusal.

Propiedades Mecánicas Basadas en la Deformación Elástica

Podemos encontrar ciertas características mecánicas e indicadores que miden la deformación elástica o deformación plástica de los componentes dentarios. Dentro de los cuales tenemos: modulo elástico, módulo dinámico de Young, módulo de cizallamiento, flexibilidad, resiliencia y coeficiente de Poisson.

Modulo Elástico (Módulo de Young o de Elasticidad)

Este detalla la inflexibilidad o rigidez relativa de un componente, el cual esta medido por el plano inclinado de la región elástica del grafico de resistencia-deformación.

Los módulos elásticos de los materiales son constantes, en tanto no afecta la cantidad de fuerza plástica o elástica que se ejerce sobre él. Representan el coeficiente de fuerza elástica con respecto a su deformación elástica, así cuanto menor es la deformación causada por una fuerza aplicada mayor es el valor del módulo.

Módulo Dinámico de Young

Es cuantificable por método dinámico, como por métodos estáticos.

Flexibilidad

La flexibilidad mayor es la deformación por flexión y se produce cuando se efectúa una fuerza sobre un componente hasta su límite proporcional.

Resiliencia

La energía va en aumento dado que el espacio interatómico aumenta. Entretanto la fuerza no sea más alta al límite proporcional, denominándose resiliencia.

Una vez que hay un aumento del espacio interatómico, se eleva la actividad interna. Mientras tanto la potencia no sea mayor al límite proporcional, la energía se designa resiliencia. Por esto la resiliencia se nombra, la cantidad de fuerza que se absorbe por unidad de volumen de una conformación cuando es sometida a una potencia hasta su límite proporcional.

Coeficiente de Poisson

Se refiere cuando empleamos fuerzas de tracción ya sea sobre una barra o un material cilíndrico, el cuerpo donde se ejerce tiende a alargarse y afinarse. Caso contrario si aplicamos una fuerza de compresión se hacen más cortos y gruesos.

Propiedades de Resistencia

Los materiales empleados en la práctica odontológica presentan dos características, la primera es la resistencia a la tensión que se puede ejercer en un componente antes de que esté presente su fractura, la cual es conocida como resistencia máxima. El otro tipo de alteración que sufren estos elementos son la llamada deformación plástica o límite elástico convencional.

Con respecto a los elementos metálicos estos se centran en las tensiones máximas que pueden soportar las configuraciones antes de distorsionarse ya sea de forma plástica o permanentemente. Básicamente este tipo de tensión se puede designar límite proporcional o elástico y las tensiones que sobrepasan estos límites ocasionan una deformación de tipo plástica.

Resistencia a la Fatiga

Podemos encontrar fracturas prematuras dentro de una prótesis cuando los valores de la fuerza son inferiores a la resistencia máxima a la tracción, debido a los defectos microscópicos que van aumentando a lo largo de muchos ciclos, llamado fractura de fatiga.

En la masticación se llevan a cabo varios ciclos de fuerza por día sobre las restauraciones dentales y, dependiendo del tipo de material, su composición, su rugosidad o pulido. Estos ciclos llevan a la fractura del material en mayor o menor medida dependiendo de las fuerzas aplicadas sobre ellos.

Resistencia al Impacto

Es la energía capaz de fracturar un material al ser expuesto a una fuerza de impacto.

Propiedades Mecánicas de la Estructura Dental

Estas se caracterizan según su estructura histológica y el tipo de tejido ya sea esmalte o dentina. Sus propiedades difieren por su estructura, dureza, tenacidad entre otras; para soportar en diferente medida las cargas a las cuales se someten.

Fuerza y Tensiones Masticatorias

Aunque es complicado medir la tensión masticatoria debido a su dinámica, en el hombre existen distintos tipos de fuerzas masticatorias dependiendo de la edad, siendo mayor en los hombres que en las mujeres y en los jóvenes en comparación con los niños.

Las estructuras orales como el ligamento periodontal, el hueso, los propios órganos dentarios e inclusive el bolo alimenticio captan las fuerzas masticatorias durante este acto. Notablemente los tejidos dentarios son estructuras considerables que son capaces de absorben la energía ya sea estática o dinámica manteniendo su integridad.

Otras Propiedades Mecánicas

Tenacidad

Se determina como el número de energía de deformación, tanto elástica como plástica, necesarias para que un componente se fracture. Además, se eleva al aumentar la resistencia y ductilidad.

Tenacidad Frente a la Fractura

Se caracterizan por la resistencia de los materiales que son frágiles ya que están expuestos a la propagación de fisuras al aplicarles una fuerza.

Fragilidad

Depende del tipo de material, sus propiedades y componentes, por tanto; se define como la incapacidad relativa que tiene un material de soportar su deformación plástica antes de su fractura.

Ductilidad y Maleabilidad

Se dice que un material es dúctil cuando es capaz de soportar su deformación permanente ante una carga de tracción antes de su fractura.

La maleabilidad se define como la capacidad de un componente de soportar su deformación permanente ante un golpe o enrollamiento.

Medición de la Ductilidad

Podemos encontrar tres maneras de medir la ductilidad el primero es por medio del porcentaje tras su fractura, el segundo midiendo la reducción del área de las muestras de ensayos de tracción y el tercer método por el número máximo de dobleces llevado por ensayos de flexión en frío.

Dureza

El termino dureza es empleado en diferentes disciplinas, en cuanto a las ciencias odontológicas se considera también como la resistencia a la indentación. Por consiguiente, es la capacidad de un material para resistir las fuerzas externas que son provocadas por otros elementos.

Factores para la Concentración de Estrés

Se debe principalmente a los defectos que puedan existir en los materiales dentales o en sus estructuras internas haciéndolos susceptibles a fracturas por medio de las fuerzas aplicadas en zonas donde se encuentra estos defectos microscópicos.⁴

Rugosidad Superficial

La rugosidad superficial está compuesta por las alteraciones presentes en su superficie, provocada por diferentes componentes, cubriendo el perfil ondulatorio.⁵

Podemos encontrar varias causas que originan desperfectos sobre las superficies de los cuerpos. Sus propiedades, los factores de pulido, su mecánica de pulido y su uso común son causas de las presentes diferencias en la rugosidad de sus superficies.

Hay diversas aplicaciones para calcular la rugosidad, estas se encuentran divididas en dos grupos: el método de contacto y sin contacto. Dentro del primer grupo se emplea perfilometría y AFM. El de procedimiento sin contacto emplea técnicas ópticas (luz blanca y laser) las no ópticas (ultrasonido).

En el método de contacto (la perfilometría) se emplea por medio de un perfilómetro que es un aditamento electrónico capaz de cuantificar la rugosidad o el perfil de una superficie mediante su contacto por medio de un pin captador que transmite las irregularidades que son detectadas a un amplificador. Nos muestra datos seccionales, evaluación del perfil y curvas de amplitud.^{6,7}

Parámetros de Rugosidad.

Los parámetros de medición de rugosidad, basados en la Línea media "M" son agrupados en tres clases:

- Los que se basan en la medida de la profundidad de la rugosidad.
- Los que se basan en medidas horizontales.
- Los que se basan en medidas proporcionales.

Sistemas Basados en la Profundidad de la Rugosidad.

Ra (Rugosidad media aritmética): Conocido también como CLA (Center Line Average, de Inglaterra), AA (Arithmetical Average de U.S.A.) y hm (término usado por las normas IRAM). Es la media aritmética de los valores absolutos de las coordenadas de los puntos del perfil de rugosidad en relación con la línea media dentro de la longitud de medición.

Empleo del parámetro Ra:

- Cuando sea necesario el control de la rugosidad en forma continua, debido a la facilidad de obtención del resultado.
- Superficies donde el acabado presenta los surcos mecanizados bien orientados (torneado, fresado).
- Superficies rectificadas y bruñidas, etc.
- Superficies de poca responsabilidad, por ejemplo, acabados con fines estéticos.

Ventajas del parámetro Ra:

- Parámetro más utilizado en todo el mundo.
- Es aplicable a la mayoría de los procesos de fabricación.
- Debido a su gran utilización, casi la totalidad de los equipos presentan estos indicadores, en forma analógica o digital.
- Las marcas inherentes al proceso de mecanizado no alteran sustancialmente su valor.
- Para la mayoría de las superficies la distribución está de acuerdo con la curva de Gauss y es generalmente observado que el valor de Ra da un buen parámetro estadístico que caracteriza la distribución de amplitud.

Desventajas del parámetro Ra:

- El valor de Ra en un módulo de medición representa la media de la rugosidad, por eso un pico o valle no típico en una superficie, va a alterar el valor de la medida, no representando fielmente el valor medio de la rugosidad.
- El valor de Ra no define la forma de la irregularidad de un perfil, de esa forma podremos tener un valor de Ra prácticamente igual para superficies con procesos de acabado diferentes.
- Ninguna distinción es hecha entre picos y valles.
- Para algunos procesos de fabricación donde hay una diferencia muy alta de picos y valles, como ocurre en los sintetizados, el parámetro no es el adecuado, ya que la distorsión provocada por el filtro eleva el error a niveles inaceptables.

Rz (Rugosidad media): Es la media aritmética de los valores de rugosidad parcial Z_i (es la suma de las ordenadas, en valor absoluto, de los puntos más alejados de la línea media dentro de cada módulo, corresponde a la distancia entre los puntos máximo y mínimo del perfil dentro del recorrido correspondiente a cada módulo de medición).

Empleo del parámetro Rz:

- Puede ser usado en los casos en que los puntos aislados no influyeran la función de la pieza a ser controlada. Por ejemplo, superficies de apoyo de deslizamiento, ajustes prensados, etc.
- En superficies donde el perfil es periódico y conocido.

Ventajas del parámetro Rz:

- De fácil obtención a través de equipos que ejecuten gráficos.
- En perfiles periódicos define muy bien la superficie.
- Surcos aislados serán considerados parcialmente, de acuerdo con la cantidad de puntos aislados.

Desventajas del parámetro Rz:

- En algunas aplicaciones esa consideración parcial de los puntos aislados no es aconsejable, pues una alteración significativa en un “punto aislado”, será ponderada solo en un 20%.
- No posibilita ninguna información sobre la forma del perfil, ni tampoco la distancia entre las ranuras.
- No todos los equipos suministran este parámetro.⁵

Rugosidad y Materiales Dentales

La rugosidad en las superficies de los materiales compuestos a base de resina, influyen directamente tanto en sus resultados estéticos como biológicos. Produciendo alteraciones como su decoloración, pérdida de brillo, mayor desgaste acumulo bacteriano, inflamación gingival y caries.

Hay reportes que sugieren que los pacientes pueden percibir rugosidades con la lengua por valores de 500 nm e inclusive menores, una rugosidad de 200 nm ha sido causa de acumulación de placa en su superficie.

Bollenet y col. informaron que, una rugosidad de 0,2 μm es representado como el valor umbral crítico para la retención bacteriana. Por lo que 0,2 μm da un aumento en la acumulación de placa y eleva el riesgo de producir caries y enfermedad periodontal, por lo tanto es importante emplear un acabado y pulido adecuado sobre la restauración garantizando una superficie lisa.⁸⁻¹⁰

Sellador de Fosas y Fisuras

Definición

Se conoce bien que la salud oral cumple con funciones primordiales para el individuo como son la masticación, la deglución, la fonación y la comunicación por medio de un lenguaje articulado por medio de las estructuras que componen el aparato estomatognático. En tanto se ve íntimamente relacionado con la calidad de vida desde una perspectiva funcional, psicológico-social y económica. De esta forma la caries es la principal enfermedad que afecta a las estructuras de los tejidos dentarios.

El consumo constante de azúcares, la consiguiente metabolización de estos por parte de las bacterias residentes del medio oral forman los ácidos que desmineralizan el diente causando cambios estructurales en los tejidos más superficiales en etapas iniciales. Esta afectación radica normalmente en las áreas más susceptibles de los órganos dentales como son las fosas y fisuras de las superficies oclusales tanto de molares de la dentición primaria como los molares permanentes. Áreas que se consideran críticas por su compleja anatomía, siendo de difícil acceso para los procedimientos normales de limpieza como son el uso del cepillado, en donde la remoción de la placa dentobacteriana es más difícil de remover por la anatomía característica de estos.

Es por ello por lo que se han diseñado materiales que prevengan la aparición y controlen la progresión de la caries, como son la aplicación de selladores de fosas y fisuras. Estos se adhieren a la estructura microscópica del esmalte por medio de trabas quimiomecánicas e impiden el acceso de microorganismos a las áreas más vulnerables de los molares, aportando la capacidad de liberar fluoruro; evitando así la desmineralización de sus superficies y por consiguiente aumentando su resistencia para prevenir la enfermedad cariosa.¹¹

Historia

Los métodos para la prevención de la lesión cariosa en los sitios de fosas y fisuras datan del año 1895 donde se menciona la aplicación de cementos en las fisuras. Bodecker en el año 1929 hace alusión al procedimiento de ameloplastia el cual se basa en el ensanchamiento de los surcos, no obstante; esta técnica manifestaba dos problemas: se requería de la participación de un odontólogo preparado y se extirpaba una cantidad mayor de tejido sano inclusive en restauraciones reducidas.

En 1923 Hyatt incluye la palabra odontotomía preventiva que empleaba la aplicación de diminutas restauraciones en los surcos y fosas como preventivo de la lesión por caries. Sin embargo, este método se asemejaba al anterior ya que se necesitaba retirar tejido sano. También se emplearon otros materiales que consistían en la aplicación de cloruro de zinc, ferrocianato de potasio o nitrato de plata que de igual manera no tuvieron buena aceptación.

Los selladores de fosas y fisuras para el control y prevención de las lesiones cariosas en molares y premolares se introdujeron por vez primera en la década de 1960. En estos días es considerado como un tratamiento satisfactorio para la prevención de la caries en las caras oclusales. Mismos que han evolucionado desde los autopolimerizables a los fotopolimerizables, de color transparente a los de color, de relleno y sin relleno. Hasta los selladores hidrófilos que en condiciones de humedad son particularmente adherentes. Los dos materiales de relevancia significativa son los selladores a base de resina y los cementos de ionómero de vidrio (GIC), igualmente

este último puede ser aplicado en ambientes húmedos proveyéndole de iones de flúor al tejido dentario.^{12,13}

Los selladores son aplicados en las superficies anatómicas del órgano dentario que son susceptibles a los ataques ácidos de las bacterias, promueven una barrera que previene el crecimiento de biopelícula que bloquea la nutrición. Tanto en superficies oclusales y ahora en superficies proximales.

Clasificación

Selladores a Base de Resina

Entre los materiales que podemos encontrar en el mercado están los selladores a base de resina compuestas. Que es una resina de metacrilato de glicidilo de bisfenol A (BIS-GMA), que cuentan con una retención clínicamente perdurable. Estos así mismo se encuentran divididos en generaciones por su efecto polimerizante o el contenido de que disponen. Los cuales abarcan desde los de primera generación, activados con lámparas de luz halógena; hasta los de segunda, tercera y cuarta generación que contienen entre sus propiedades flúor.

Se establece la eficacia de los selladores a base de resina como los materiales mayormente utilizados por sus propiedades de retención aunadas al grabado ácido que se realiza. Los elementos de baja viscosidad son activados por luz, siendo sus propiedades mecánicas y físicas importantes para estimar su perennidad. La polimerización de estos es importante para el enlace de sus estructuras iónicas, la polimerización del monómero tiene lugar cuando se forma un doble enlace de carbono-carbono. Los factores que intervienen en cuanto a la retención y durabilidad de los selladores son la penetrabilidad del ácido grabador al tejido dentario del esmalte, un buen sellado marginal y por último la resistencia a sufrir abrasión (alterado por la reducción al momento de realizar la polimerización). Los fotoiniciadores que están presentes en su composición, son la canforoquinona, esta es perceptible a longitudes de onda entre los rangos de 450 y 490mm, con una intensidad de 300 mW/mm. Estas longitudes de onda y su magnitud se alcanzan por medio de distintas fuentes de luz

como: lámparas de luz halógena, lámparas de arco de plasma, lámparas de luz emitida por diodos (LED), estas últimas son las más empleadas y, dentro de sus ventajas podemos encontrar que no generan calor, su diseño es ligero además de ergonómico.

Selladores a Base de Cemento de Ionómero de Vidrio

Existen también los selladores a base de cemento de ionómero de vidrio (que contienen cemento de silicato y poliacrilato). Estos cementos dentro de sus características principales es que contiene flúor el cual es constantemente liberado una vez aplicado sobre la superficie dental, lo cual provee al diente protección evitando y previniendo la lesión cariosa. Hay ionómeros curados químicamente que se clasifican de baja y alta viscosidad y los curados por medio de luz modificados con resina.¹⁴⁻¹⁶

En presencia de humedad el compuesto de cemento de ionómero de vidrio puede ser colocado por sus capacidades hidrófilas. Anteriormente el HVGIC (en comparación con el GIC de baja viscosidad), era aplicado como sellador del tratamiento restaurativo atraumático. La impresión preventiva en cuanto a caries de los GIC es atribuible a la adhesión que presenta por los enlaces de calcio. Por ende, a medida que estos se van fragmentando algunas partes permanecen en los sitios profundos de las fosas y fisuras, previniendo la aparición de caries dental. Así mismo, las propiedades que presentan los GIC de baja y alta viscosidad, los HVGIC, al ser aplicados con la técnica de dedo de presión, pueden alcanzar zonas más profundas, proporcionando un mayor índice de retención en comparación con los GIC de baja viscosidad, contribuyendo a su efecto preventivo.

Por otro lado, el elemento fluorado es un componente insustituible que mantiene el equilibrio mineral, mostrando un alto poder para inhibir la desmineralización promoviendo los efectos de remineralización, estimulando la restauración de apatitas, reduciendo la pérdida de iones calcio del tejido duro del diente que tienen enlace con los ácidos del medio oral.^{17,18}

Selladores a Base de Resina Modificado con Poliácido

Normalmente el esmalte de los dientes recién erupcionados no está completamente maduro y se encuentra hipomineralizado, por ende, presentan un mayor riesgo de caries entre los 2 a 4 años después de su erupción.

Los ionómeros modificados con resina en este caso se emplean para la prevención de lesiones cariosas, sin embargo, su retención es menor comparado con un sistema de sellador convencional en dientes maduros como inmaduros.¹⁹

Selladores de Ionómero de Vidrio Modificados con Resina

Dentro de los selladores de fosas y fisuras que con mayor frecuencia son utilizados y analizados se encuentran los que están compuestos de Bis-GMA. Sin embargo, con la mejora de los cementos de ionómero de vidrio empleados como selladores de fosas y fisuras sobre todo los cementos modificados con resina tienen como propósito obtener resultados más satisfactorios en el ámbito preventivo esto debido a la presencia de flúor en el interior de su composición. Característica importante para los primeros molares permanentes, particularmente durante el proceso de erupción.²⁰

Características del Sellador Dental

Consisten en una secuencia de particularidades organolépticas, fisicoquímicas, biocompatibilidad, fácil de manipular y accesibles. Singularmente, en lo que se refiere a las propiedades fisicoquímicas el elemento sellante tiene que presentar un alto grado de humectabilidad y una viscosidad que le permita infiltrarse en las microfisuras del tejido duro grabado. Dentro de otras peculiaridades de importancia están la resistencia a la abrasión, que normalmente debe indicar valores de dureza de Knoop entre 15 y 20, y el factor de contracción de polimerización, que debe ser del 4% (en resinas basadas en BIS-GMA). Dentro de las cualidades estéticas, siendo importantes, son secundarias por la finalidad de tipo preventivo con respecto a la edad del infante.²¹

Propiedades de los Selladores

- Biocompatibilidad y toxicidad baja.

- Elevado porcentaje de penetración.
- Mínima contracción de polimerización.
- Escurrimiento idóneo.
- Equilibrio dimensional.
- Elevada resistencia a la abrasión.
- Sencillo de manipular.
- Breve periodo de polimerización.
- Indisoluble en el ambiente bucal.
- Elevada adhesividad.
- Recomendable: actividad cariostática, remineralizante e infiltrante.

Criterios de Selección para Colocación de Selladores

Indicaciones

- Esta indicado en dientes primarios y permanentes con fosas y fisuras pronunciadas.
- Surcos vestibulares de molares inferiores y palatinos de superiores.
- Dientes anterosuperiores en cingulos pronunciados de la cara palatina.

Contraindicaciones

- En superficies de fosas y fisuras que puedan limpiarse sin ningún problema, por medio del cepillado dental.
- En tratamientos extensos, al no contar con personal, material y el equipo necesario para llevar a cabo el procedimiento.
- En aquellos que presenten lesiones interproximales, sin poder admitir terapia con fluoruros tópicos, o algún agente remineralizante o de infiltración que detengan el efecto desmineralizante.²²

Ventajas

Los selladores a base de resina entre sus ventajas son:

- Fácil de colocar.
- Su retención es elevada.

- Sus efectos cariostáticos.

Desventajas

Dentro de las principales desventajas de los selladores de fosas y fisuras a base de ionómero de vidrio se encuentran:

- Su retención es inapropiada.
- Presenta propiedades mecánicas bajas.²³

Preparación Dental para su Colocación

Conforme al acondicionamiento de los órganos dentarios para poner un sellador de resina es común los selladores auto y fotopolimerizables. Con respecto a los selladores de ionómero de vidrio no se necesita el grabado de la superficie dentaria. Dependiendo de cada caso es recomendable seguir las instrucciones por parte del fabricante para obtener buenos resultados. Dentro de los pasos a seguir se encuentran:

- 1) Limpieza del órgano dentario**, Antes de iniciar la colocación del sellador se debe realizar una limpieza del diente para así descartar los posibles restos orgánicos que interfieran con su correcta colocación. Emplearemos para esto normalmente un cepillo o copa con pasta para profilaxis.
- 2) Aislamiento**, este es uno de los actos más importantes con respecto a la retención del material por lo menos durante el primer año, se puede hacer de dos formas con un aislamiento relativo (rollos de algodón) o un aislamiento absoluto (empleo de dique de goma), cualquier método empleado debemos tener en consideración el requisito indispensable para el éxito de un sellador que es evitar el contacto con la saliva.
- 3) Aplicación del ácido**, se emplean acondicionadores (ácido fosfórico al 30 o 40%) que se aplican en la cara oclusal de los molares, antes del sellador. Se aplica ya sea en gel o líquido grabador por 1 minuto (dientes permanentes) o medio minuto para (dientes temporales), después realizamos un lavado abundante con agua por 10 segundos y secado por otros 10 segundos (el área grabada presentara un aspecto blanquecino, sin brillo).
- 4) Aplicación del sellador**, lo colocamos en toda la cara oclusal extendiéndose hasta la mitad del plano inclinado de las cúspides, ya sea con pincel, puntas o

con la punta de la sonda evitando la aparición de burbujas. **5) Polimerización**, ya colocado el sellador se debe aplicar luz o dejar que el sellador de autocurado actúe dependiendo del método empleado. Seguidamente, removemos cualquier excedente de resina no polimerizada con un algodón. **6) Control y oclusión**, se corroborará con la punta del explorador su colocación exacta, además de que no halla presencia de burbujas ni áreas de atasco. Al existir alguna zona no sellada se repite el grabado (15 segundos). Se debe cerciorar de que no existan interferencias oclusales, en caso de haber, se eliminaran con una fresa para pulir composite. **7) Revisión y control del composite**, debemos realizar citas de revisión los primeros 3 meses, subsiguientemente durante los dos primeros años se sugieren visitas cada seis meses. Finalmente, se realizarán revisiones anuales o semestrales (dependiendo el riesgo a caries de cada individuo).²⁴

Selladores Disponibles en el Mercado

Helioseal

- Es un sellador fuerte de fosetas y fisuras.
- Es de color blanco, ofrece un control fácil durante su manejo.

Ventajas

- Excelentes características de fluidez.
- Retención a largo plazo.
- Económico.

Beneficios

- Protege efectivamente contra la caries.
- No hay dolor al aplicar.
- Los órganos dentarios se conservan por periodos de tiempo mayor.

Helioseal Clear

- Es un sellador de fosas y fisuras transparente.
- Se activa por medio de luz halógena, su viscosidad baja ofrece resultados favorables, estéticos y fácil control de las fisuras.

Ventajas

- Buena estética.
- Es fácil comprobar los cambios bajo el sellador.
- Disminuida viscosidad.

Beneficios

- Mismos que el helioseal.

Helioseal F plus

- Es fotopolimerizable, de color blanco, libera flúor. Presenta una fluidez óptima, se puede distribuir con facilidad en zonas intrincadas.
- Presenta un sellado marginal hermético (protege de las bacterias).

Indicaciones

- Como sellador de fosas y fisuras y cavidades pequeñas.

Ventajas

- Consistencia perfeccionada.
- Tiempo de trabajo menor.
- Retención eficaz.²⁵

Fissurit FX (VOCO)

Es un sellador de fosetas y fisuras con un elevado contenido de relleno y fluoruros, color blanco.

- Presenta un contenido de relleno de 55%.
- Resistencia a la abrasión óptima.
- Es de empleo rápido y fácil.
- Excelentes características de fluidez.
- Elevada estabilidad y se adhiere perfectamente al esmalte.
- Su adaptación marginal es aceptable.
- Libera flúor progresivamente.

Indicaciones

- Como sellador de fosetas y fisuras, preventivo contra la caries.

- Como sellador de fosetas y fisuras amplias.
- Restaurativo de lesiones menores.²⁶

3M Clinpro

- Es de color rosa al ser colocado en el diente y cambia a un color blanco opaco al aplicarle luz.
- Tecnología de cambio de color para visualizar el lugar donde se aplicó.
- Contiene y libera fluoruro.
- Protege durante tiempo prolongado contra la caries.
- Es fotopolimerizable, su viscosidad es baja.²⁷

UltraSeal XT Plus

- Viscosidad ideal.
- Su 58% de carga ofrece mayor estabilidad, confort y seguridad.
- Sellado rápido y seguro de fosas y fisuras.
- Firme y resistente al desgaste.
- Es tixotrópico, fluye dentro de las fosas y fisuras, alojándose en su sitio tras colocarlo.
- Es radiopaco, libera flúor, se puede encontrar en cuatro colores.

UltraSeal XT Hydro

Su fórmula hidrofílica suprime la necesidad de introducir al diente Primadry.

- Presenta una tecnología adhesiva avanzada.
- Característica: es fluorescente.
- Presentación en dos tonos: Blanco opaco y natural.
- Tixotrópico/ buena viscosidad.
- Presentación sin BPA.
- Se aplica con jeringa y punta inspiral. "Brush".
- Resina con elevada carga (53%).
- Libera flúor.
- Es radiopaco.²⁸

Sellador de Fosas y Fisuras UltraSeal XT Plus

Es un sellador hidrofóbico compuesto, fotopolimerizable, radiopaco, que posee la capacidad de liberar flúor. Resistente a la abrasión ya que es una resina con relleno con un contenido del 58%, además presenta una contracción baja a la polimerización. Su presentación en jeringa y el aditamento de punta de espiral hace que el producto sea delgado, reduciendo su viscosidad. Su endurecimiento se da una vez que cede el adelgazamiento y se logra su total colocación. Entre sus ventajas podemos mencionar:

- Su alta retención.
- Penetra en zonas de difícil acceso.
- Nos permite una colocación sin burbujas y no goteo.
- Su alta retención en los márgenes evita las microfiltraciones.
- Capacidad de penetración en fosa y fisuras profundas.
- Lo podemos encontrar en cuatro tonos diferentes; blanco mate, transparente, color A1, A2.²⁹



UltraSeal XT Plus "Ultradent"

Resinas Fluidas

Definición

Las resinas fluidas son elementos de restauración con una baja viscosidad, ya que presentan una carga de relleno menor y su contenido de resina es menos viscosa.

Estos componentes presentan una rigidez menor y su módulo de elasticidad se encuentra entre un 20% y un 30% menor que el de un material híbrido compuesto.³⁰

Historia

Desde la aparición de las resinas compuestas que se han introducido en el mercado para contrarrestar o minimizar los defectos de las resinas acrílicas, que en los años 40 remplazaron los cementos de silicato. Estos materiales tenían grandes desventajas, entre la principal era el desgaste por abrasión que era consecuencia de su solubilidad.

En 1955 Buonocore utiliza el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión del material acrílico a la superficie adamantina. El Dr. Ray L. Bowen en 1962 desarrolla el monómero del BIS-GMA, los monómeros en esta época solo formaban polímeros de cadena lineal. Dentro de las primeras resinas que fueron comercializadas en el mercado fueron las que estaban conformadas por pasta-pasta, en ellas su polimerización era por medio químico al mezclar estas dos pastas; una en su contenido contiene el agente acelerador (amina orgánica) y el otro era el agente iniciador (peróxido orgánico).

Ya en el año 1970 aparecen los materiales de resina compuesta polimerizadas que endurecen a través de una luz visible de (427 a 491 nm). En estas resinas el iniciador y el acelerador están presentes en una sola pasta, aquí la polimerización empieza cuando el iniciador que es la canforoquinona es estimulada por una luz de longitud de ondas aventajándose de los autopolimerizables permitiéndonos su manipulación y tiempos de trabajo mayores. Ampliando además sus propiedades físicas, una mayor permanencia en su color y una menor porosidad.

Las características actuales de los composites se basan en tres materiales químicamente diferentes que son: la matriz o fase orgánica, la matriz inorgánica, el 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 silano, en un extremo y grupos de metacrilatos en otro.

La matriz orgánica se encuentra compuesta principalmente de un sistema de monómeros di- o tri-funcionales que es un sistema de iniciación de polimerización de radicales libres, y en las resinas fotopolimerizables es una alfa-dicetona

(canforoquinona) y en las quimiopolimerizables es un per-compuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina), es un sistema que permite la polimerización.

El Bis-GMa, sigue siendo el monómero más empleado en la fabricación de los composites actuales. Como las resinas son altamente viscosas, durante su fabricación y para su manejo clínico se diluye en otros monómeros de baja viscosidad que son considerados como controladores, entre los que se encuentran el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).

En tanto la fase dispersa en su composición se integra por un material de relleno inorgánico del cual van a depender las propiedades físicas y mecánicas del composite. El relleno de las partículas se incorpora a la fase orgánica, mismo que es fundamental para la mejora de las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica. Es por esto que con este relleno se consiguen reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuye la contracción final al polimerizar, que nos proporciona radiopacidad, mejora en su manipulación y sobre todo en su estética.³¹

Entre los materiales compuestos encontramos los componentes híbridos, de microrelleno y nanorelleno, utilizados normalmente para restauración del sector posterior. La carga de relleno de los composites de microrrelleno es de 37% al 40% en volumen, y la de los composites de nanorelleno su carga es de 60%, teniendo una alta translucidez y propiedades físicas semejantes a los composites híbridos. Son estéticos, su costo es menor, presentan menor desgaste y tienen un axioma de tratamiento mínimamente invasivo.

Entre las técnicas de aplicación puede ser de dos formas la directa e indirecta. En cuanto a la primera se basa en el relleno a base de incrementos, rellenando gradualmente la cavidad con capas mesiodistales inclinadas facial y lingualmente de

un espesor de 2 mm, reduciendo considerablemente el estrés de polimerización, favoreciendo el enlace de unión del material de restauración. La indirecta se refiere a los materiales fabricados fuera de la cavidad oral mediante el proceso de laboratorio, seguido de su confección se lleva a boca y se une con un material de cementación al órgano dentario.³²

Las resinas compuestas son empleadas cada vez más y han reemplazado a las restauraciones con amalgama por su alta estética y su capacidad de adhesión a los tejidos dentarios. Aunque estudios han informado que estos materiales debido a su rugosidad tienden a acumular placa, además de la contracción de polimerización que afectan la longevidad de la restauración haciéndolas más propensas a las lesiones cariosas.³³

Con el avance y continuo estudio de las resinas compuestas se han aportado beneficios a la odontología restaurativa, como la realización de cavidades con diseños más conservadores y sobre todo restauraciones con una estética elevada.

En la actualidad es fundamental el aspecto estético dentro de las poblaciones, por ende, los distintos materiales de resina nos ofrecen una solución viable para conseguir este parámetro. De esta forma la relación en la integración de sus partículas de relleno les confiere un pulido excelente, una superficie óptima, retienen el brillo, poseen alta resistencia a la abrasión, dureza, reducen la contracción al ser polimerizadas y tienen una baja filtración marginal.³⁴

Con la introducción de los sistemas adhesivos se disminuyeron ciertas desventajas de los materiales a base de resina, ya que dichos sistemas nos permiten la interacción entre el material restaurador y los tejidos dentarios, estableciendo una unión micromecánica. Por medio de un grabado ácido que aumenta la porosidad del esmalte, ofreciéndole una alta expresión de energía superficial, lograda a través de los

monómeros funcionales que unen los iones calcio de la hidroxiapatita que están dentro de la capa híbrida.³⁵⁻³⁷

Las denominadas resinas Bulk-Fill o en bloque se crearon a finales de la década de los noventa, con la finalidad de disminuir la problemática del estrés por contracción de la polimerización, los cambios se han centrado en la matriz del polímero. Desarrollando composites de un solo incremento o resinas de relleno masivo. Los cuales se pueden dividir en fluidos (viscosidad baja) y empaquetables (viscosidad alta) que facilitan el trabajo, reducen tiempos y simplifican los procedimientos en su colocación. Poseen una menor contracción y una mayor reactividad a la polimerización por luz por su mayor translucidez, teniendo una mejor penetración y con ello una buena profundidad de curado. Además de su baja viscosidad que le ofrece un buen ajuste e inserción en cavidades profundas. Los compuestos de relleno a granel de cuerpo completo presentan una mayor carga de relleno lo que le confiere alta viscosidad y resistencia al desgaste.^{38,39}

Este tipo de materiales pueden ser curados hasta un espesor de 4 mm. Lo cual le da la ventaja de reducir la colocación en capas, y por lo tanto el tiempo en su colocación disminuye. Sin embargo, algunas de las desventajas que muestran estos componentes son:

- Al ser aplicadas en capas gruesas puede que la restauración no esté completamente curada, especialmente en cavidades de más de 5 mm.
- Debido a su gran translucidez, hay posibilidades de que el color no se asemeje a las estructuras de los dientes adyacentes.
- Su introducción reciente cae en la necesidad de realizar más estudios, para valorar su efectividad.⁴⁰

No obstante, a pesar de los cambios constantes en los materiales y los adhesivos, aún no ha sido posible realizar una restauración que cumpla con los requisitos ideales, es por esto que sigue siendo un gran desafío para los clínicos seleccionar el material ideal que cuente con las propiedades físicas, mecánicas que nos ofrezca sobre todo una

mayor perdurabilidad del material que satisfaga las necesidades físicas y mecánicas del aparato masticatorio.⁴¹

Además los materiales compuestos se han utilizado ampliamente en las restauraciones de sectores anteriores como posteriores desde décadas, después de su creación. Así mismo estos componentes han mejorado con el paso del tiempo en su aplicación clínica con la incorporación de partículas de relleno que modifican la resistencia al desgaste y la contracción en estos materiales.

Los podemos encontrar en las categorías de composites híbridos, nanocargados, de microrelleno, empaquetables y fluidos. Por tanto en la actualidad con el avance de estos materiales y las exigencias tanto del paciente como del profesional dental, de emplear un material con una mínima intervención sobre las estructuras orales, es necesario obtener una resina que dentro de sus propiedades nos ofrezca una viscosidad menor y una adaptación mayor al órgano dentario.

A finales de 1996 se introduce en el mercado una clase nueva de resinas compuestas, denominadas resinas fluidas. Las cuales presentan una carga de relleno reducida que va desde el 37 al 53% de su volumen en comparación con el 50% al 70% de los híbridos convencionales. Lo que les confiere la capacidad para ser aplicadas en fases iniciales de la desmineralización del tejido adamantino, promoviendo la odontología de mínima invasión.

Requisitos de las Resinas Fluidas

- Fácil manejo.
- Propiedades reológicas óptimas.
- Viscosidad baja.
- Alta fluidez.
- Módulos de elasticidad bajos (Región cervical).
- Propiedades mecánicas adecuadas (Resistencia al desgaste).^{42,43}

Propiedades de las Resinas Fluidas

I. Resistencia y dureza a la fractura

Este tipo de composites a base de resina fluida que son curados por medio de luz visible presentan una carga de relleno de 37% a 53%, en su volumen en equiparación con el 50% al 70% en su volumen de los materiales híbridos habituales.

La disminución de su viscosidad sintetiza su colocación clínica y eleva la serie de procedimientos clínicos. Como consecuencia, estos compuestos son menos rígidos y presentan un módulo de elasticidad entre un 20% y un 30% menos que los compuestos habituales. Con mayor retracción volumétrica y rigidez de contracción en su polimerización. Se utilizan en superficies libres de estrés, por sus disminuidas características mecánicas.⁴⁴

II. Resistencia al desgaste y pulibilidad

Por el contenido de relleno bajo y sus características físicas disminuidas, es recomendable que los materiales fluidos se empleen en zonas de bajo estrés o en restauraciones oclusales demasiado conservadoras.

III. Flujo

La capacidad de fluidez en este tipo de composites fluidos es una característica de este componente. El número de la capacidad de fluidez varía sustancialmente de un producto a otro. De modo que, la viscosidad y las propiedades de flujo de la resina fluida poseen un efecto probable en su comportamiento clínico durante su manejo y, por ello en sus pautas clínicas.

IV. Contracción de polimerización y módulo de elasticidad

El equilibrio dimensional de los composites es importante para la longevidad y la utilidad de la restauración. Dentro de los composites dentarios que constan de resinas a base en resinas de dimetacrilato saturadas de partículas de relleno inorgánico sufren una contracción volumétrica al momento de curarse. Esta reducción resulta en las tensiones pertinentes que pueden originar fallas mecánicas en la interfaz composite/diente, desunión, microfiltración, caries secundaria y fracturas del esmalte.

Con respecto a los composites fluidos presentan una tasa de contracción de polimerización en su volumen promedio del 5%.

V. Integridad marginal (microfiltración)

Los elementos de restauración presentan niveles variables de microfiltración en sus márgenes, esto a causa de cambios en su dimensión y por la ausencia de lograr una correcta adaptación a las paredes de la preparación. Esta ausencia de adaptación es ocasionada por la contracción al momento de la polimerización y por las elevadas temperaturas en el medio oral, que pueden fracturar la adhesión entre los sistemas adhesivos y las paredes de la preparación el nivel de contracción de la polimerización también se ve influenciado por la proporción de matriz de resina. En esto los composites fluidos presentan un tanto más elevado de matriz de resina que los componentes híbridos habituales.

VI. Radiopacidad

La radiopacidad es un carácter fundamental que permite evaluar radiográficamente las rehabilitaciones que se presentan, además de la aparición de caries primarias, la evaluación de los perimetros, los voladizos y los vacíos cruciales en las rehabilitaciones, además de reconocer las lesiones cariosas frecuentes.

VII. Estabilidad del color

El equilibrio del color de los líquidos es un agente importante que preserva la longevidad de estas restauraciones que están vinculadas con el aspecto estético.

VIII. Biocompatibilidad

Es conocido que las resinas fluidas ejercen un nivel más elevado de toxicidad celular equiparado con los compuestos convencionales.

Normalmente estos materiales de restauración se vuelven fluidos debido a la existencia de una suma de diluyentes de resina con pesos moleculares menores, que son adicionados para obtener un mayor flujo.⁴⁵

Criterios de Selección

Los composites fluidos se han recomendado para brindar una mejor adaptación sobre los márgenes gingivales de la cavidad, un mayor flujo y flexibilidad, pero son más susceptibles al desgaste. Sobre todo, en dientes posteriores; debido a su capacidad de adaptación. Aunque estos compuestos al poseer un relleno más bajo y por tanto mecánicas más débiles, solo se limita su colocación en pequeñas cavidades. Sin embargo, el continuo desarrollo ha llevado a la creación de materiales con mejores propiedades en su tensión de contracción al momento de polimerizar y por ende siempre mejorar la estética. Así es que recientemente se han desarrollado composites fluidos con un alto relleno, que dentro de sus características ofrecen una alta viscosidad y propiedades mecánicas mejoradas con un relleno de partículas nanométricas con carga de 69% en peso, nombrado compuesto inyectable que permite su colocación en restauraciones que están sometidas a cargas constantes.⁴⁶

Estos compuestos fluidos ofrecen un manejo versátil en la aplicación de cavidades pequeñas a medianas, en áreas con mayor restricción, también podrían reducir la contracción de polimerización por la presencia de relajación en la presión. Además, ofrecen una aplicación de mínima intervención, ya que pueden ser utilizados como selladores de fosas y fisuras, en restauraciones clase II mínimas y lesiones cervicales que no son derivadas de un proceso carioso. A pesar de ser materiales ampliamente utilizados, sus aplicaciones se han visto reducidas por las limitantes mecánicas en las resinas fluidas de primera generación.⁴⁷

Indicaciones

1. Restauraciones preventivas de resina (clase I cara oclusal de mínima invasión).
2. Selladores de fosas y fisuras.
3. Revestimientos de cavidades.
4. Reparaciones de mínima invasión clase II, capa interna para la colocación de resina compuesta posterior de clase II en el sellado del margen gingival.
5. Daño por abfracción en clase V.

Contraindicaciones

- Deben emplearse con cautela en sitios con mayor estrés.
- Presentan una menor resistencia en comparación con la resina compuesta, aplicada a una menor cantidad de carga, indispensable para lograr una baja viscosidad y fácil manipulación.
- Por su reducido relleno eleva su capacidad de pulido, en cambio disminuye su resistencia en general por el desgaste de los fluidos.
- No son adecuados en sitios que soportan estrés.
- No se deben aplicar en restauraciones próximas a la pulpa.

Ventajas

- Elevado alcance de humectación de la superficie dentaria, lo cual garantiza la penetración en las irregularidades.
- Calidad para que forme capas de un espesor mínimo, perfeccionando o quitando la introducción o atrapamiento de aire.
- Una prominente flexibilidad, por esto es menor su probabilidad que haya un desplazamiento en las superficies donde se concentren las tensiones.
- Radiopacidad.
- Esta dispuesta en varios colores.

Desventajas

- Elevada contracción de curado: por su menor carga en su relleno.
- Características mecánicas bajas.⁴⁸

Resina Fluida PermaFlo

Este tipo de composite fluido es activa por medio de luz, tiene propiedades radiopacas, a base de metacrilato y lo podemos encontrar en ocho tonos. Dentro de las propiedades tixotrópicas del material se encuentran una fluidez óptima que ofrece una mayor adhesión del componente. Está compuesto de 68% de relleno de peso, sus partículas con un tamaño de 0,7 μm y su espesor de biopelícula es reducido.

Dentro de sus Características Podemos Encontrar:

- Su formulación presenta un elevado contenido y un flujo aumentado.
- Altamente radiopaco.
- Libera Flúor.
- Lo podemos encontrar en ocho tonos.
- Su capacidad de pulido es alta.
- Es duro y resistente a la abrasión.⁴⁹



PermaFlo "Ultradent"

Modelos de Desmineralización

Desmineralización

Historia

Como se sabe el esmalte está compuesto de prismas que se prolongan desde la unión amelodentinaria hacia la periferia. Estos cuentan con un espesor de 10,000 Å y su longitud es de hasta 3 mm. Sus cualidades como dureza y densidad se originan de las propiedades de su configuración y la disposición de sus prismas, que están constituidos primordialmente de Ca^{+2} , Po^{-4} y O^{-2} en sus distintas formas cristalinas (hidroxiapatita, fluorapatita, β -Whitlockita) que por sus propiedades cristalográficas se han considerado "apatitas". De esta forma se considera al esmalte dental como el compuesto inorgánico o mineral más consistente, que incluye cantidades cerca de 95% de su peso. (87% vol.), en equiparación con el tejido dentinario y el cemento, que presentan un 70% (47% vol.), el hueso un 65% (47% vol.).⁵⁰

El proceso de caries dental está influenciado por la susceptibilidad de la superficie del diente, el perfil bacteriano, la cantidad y calidad de la saliva y la presencia de flúor, que promueve la remineralización e inhibe la desmineralización de la estructura dental. Un condicionante para que la homeostasis del ambiente bucal puede verse interrumpida, es a través de la exposición de la placa que disminuye el pH. Esto ocurre normalmente por una ingesta elevada de carbohidratos que son fermentados por medio de los microorganismos residentes de la flora bucal. Estas bacterias producen ácidos a partir principalmente de azúcares y almidones, de esta manera el producto final de esta metabolización daña las estructuras del esmalte dentario ocasionando desmineralización provocando la pérdida progresiva de este tejido adamantinado.

Dentro de los factores que podemos asociar para esta alteración estructural se considera fundamentalmente a la dieta. También podemos encontrar otros tipos de desgastes sobre el tejido dentario como son la abrasión, atrición y erosión. Esta última se debe a la desmineralización y se define como la pérdida consecutiva e irreversible de los tejidos duros de los dientes sin que haya una participación de microorganismos, en donde hay una diferencia significativa en cuanto a su etiología puesto que está no se encuentra estrechamente relacionada con las bacterias y el causante principal se debe a los ácidos exógenos aportados directamente de alimentos y bebidas. Se podría decir que la desmineralización producida por bacterias está asociada a la acumulación de placa y que esta es localizada, sin embargo, el suministro de ácidos afecta un área más amplia ya que afecta tanto a zonas con placa y áreas libres de ella.⁵¹

Etapas de Desmineralización

Con respecto al tejido duro dental, en sus propiedades naturales como es la existencia de la saliva y de biopelícula, las fases químicas en el desplazamiento de los iones son de índole permanente. Como ejemplo, por el potente metabolismo de los microorganismos presentes en la biopelícula, estos elaboran ácidos orgánicos, como el ácido láctico, acético, propiónico, butírico y succínico, que son eficaces para liberar hidrogeniones (H^+) al entorno de la biopelícula y la saliva, lo que provoca el descenso del pH al estar elevadas las concentraciones de H^+ . Por su parte estas moléculas de

H⁺ se enlazan con los iones (PO₄⁻³) que constituyen fosfatos primarios y secundarios hasta ácido fosfórico. De tal forma, los (OH) toman H⁺ para generar agua. En cualquier situación, la agrupación de los iones fosfato e hidroxilo libres se reducen considerablemente provocando un ambiente que predispone a una mayor salida de los iones que se encuentran todavía en el complejo cristalino de la hidroxiapatita. Provocando una pérdida de minerales con la consiguiente desmineralización, que de seguir durante días, se produce una lesión cariosa inicial evidente.⁵²

Las lesiones de mancha blanca normalmente se determinan por una desmineralización primaria en la superficie del tejido duro y del subsuelo que no presenta cavitación, lo cual se origina por la acumulación de biofilm dentario. También se han asociado otros factores en los que destaca la dieta, los niveles de calcio, fosfato, bicarbonato, la presencia de flúor en la saliva, así como causas genéticas.⁵³ Estas lesiones se pueden observar clínicamente como una apariencia opaca y calcárea que se localiza en hoyos, fisuras o superficies lisas de los órganos dentarios. Seguidamente, si la desmineralización sigue su curso, la zona dentaria susceptible tiende a caer y por consiguiente se forma una cavidad.⁵⁴

La desmineralización de los tejidos dentarios de etiología no infecciosa son la abrasión, atrición, abfracción y erosión. Las cuales son consideradas por un origen multifactorial. De esta forma la erosión se describe como la pérdida de tejidos mineralizados por una secuencia química, en donde no se involucran los microorganismos productores del metabolismo de los carbohidratos que son necesarios para realizar la degradación del esmalte. Sin embargo son factores provenientes de la dieta o una fuente intrínseca. El proceso de erosión presenta una superficie anormal, suave, opaca y con una apariencia sutilmente rugosa. El tejido adamantino se observa opaco, sin decoloración, con periquematis ausentes y su matriz inorgánica demineralizada.⁵⁵

Se ha modificado el manejo de la lesión cariosa, ahora el uso de fluoruro no solo se emplea para prevenir sino para detener el progreso de la afección. Su fácil manejo, su costo accesible son útiles para detener la caries activa. Detiene la desmineralización,

por ejemplo, el fluoruro de calcio perdura en la superficie donde fue aplicada manteniéndose como un reservorio que actúa constantemente proveyéndole de iones flúor, reduciendo los valores de pH crítico que son los causantes de la disolución de los cristales de hidroxiapatita que varía de 5,5 a 4,5 en la cavidad oral. De esta forma el flúor interfiere en el metabolismo de la placa, altera su composición y por consiguiente su formación.⁵⁶

Modelos de Desmineralización

Los procesos de desmineralización se pueden examinar empleando distintos tipos de modelos, entre los que se encuentran son: el modelo in vitro, el modelo in situ, los modelos en animales o en ensayos clínicos controlados aleatorios. De igual forma cada uno de ellos tiene sus ventajas y desventajas que pueden ayudar a determinar qué tipo de modelo emplear para realizar una investigación científica.

Modelo in Vitro

Indicaciones

- Se pueden realizar en un lapso menor de tiempo.
- Se necesita menor personal que en los estudios in situ.
- Evitan contratiempos en el cumplimiento por parte de los participantes del estudio.
- Son concernientemente económicos.

Ventajas

- Se puede llevar a cabo controles estrictos y estandarizados.
- Puede observarse una variable a la vez.
- Puede incluir nuevas variables paso a paso.
- Se pueden emplear tecnologías que realicen medidas exactas por un estadio de tiempo definido, estableciendo la pérdida del tejido dentario.

Desventajas

Conforme a la erosión dental no pueden replicar el ambiente oral con sus variaciones biológicas.⁵⁷

Clasificación

Este tipo de modelos se clasifican en expuestos a desafíos químicos o biológicos.

Modelo Químico in Vitro

Este tipo de modelos se produjeron por vez primera por los autores Diez Cate y Dujsters. Los modelos del ciclo de pH in vitro son utilizados extensamente para evaluar in vitro la efectividad de los dentífricos con flúor y el control de la lesión cariosa. Asimismo, son empleados en estudios de perfiles de pruebas rápidas y económicas de los productos que se encuentran en desarrollo y que son distribuidos en el mercado recientemente.

Podemos encontrar modelos de pH in vitro como:

- I) Estos modelos pueden emular el proceso dinámico de una pérdida y ganancia de minerales que se producen en el proceso carioso.
- II) Tienen un alto nivel de control en sus investigaciones y una menor variabilidad intrínseca en los modelos in vitro que resultan.
- III) El tamaño de su muestra que necesita es menor.

Modelos Microbiano in Vitro

El biofilm de la placa dentobacteriana presenta un papel importante en el desarrollo de la enfermedad dental, por tal motivo se fomentan modelos de biopelícula in vitro que elaboran lesiones cariosas simuladas.

Dentro de estos modelos se consideran dos fases principales:

- 1.- La opción de cultivos puros o comunidades definidas o microcosmos.
- 2.- La elección de modelos de biopelícula de sistemas cerrados o abiertos.⁵⁸

Modelos in situ

La caries primaria determina las lesiones cariosas que se producen en las superficies dentarias, en cuanto a las caries secundarias o repetitivas, que progresan en una restauración presente. Se determinan dos regiones en el desarrollo de la caries secundaria; la lesión superficial, esta se va a producir perpendicular a la superficie dentaria pudiendo ser considerada una lesión primaria que crece al lado de una restauración, y la lesión de la pared, que se produce perpendicular a la interfaz del órgano dentario/restauración.

En la actualidad se emplean varios tipos de estudios que investigan la caries secundaria. Dentro de estos se incluyen modelos in vitro, in situ e in vivo.

Estos modelos aproximan la situación clínica con más detalle que los modelos in vitro, tienen la finalidad de investigar la caries dental, empleando modelos in situ para examinar la caries secundaria. En estos modelos los participantes portan un aparato, con muestras dentales en la boca.⁵⁹

Ventajas

- Se estima el modelo de estudio intermedio, en la situación clínica natural no controlada (estudios clínicos) y la postura de laboratorio altamente controlada (in vitro).
- Tiene un diseño experimental más factible en donde se introduce los aspectos multifactoriales del inicio de la lesión cariosa (como substrato, biopelícula, desafío cariogénico y tiempo).

Desventajas

- Tamaño de muestra escaso.
- Se necesita por parte de los sujetos en estudio estar comprometidos con el estudio.

Clasificación

Son considerados como un modelo de estudio intermedio:

1. Disposición clínica natural no controlable (investigación clínica).

2. Disposición de laboratorio enormemente controlable (in vitro).⁶⁰

Modelos en Animales

Normalmente desde los tiempos remotos, los animales han sido utilizados para las investigaciones y observaciones para el provecho de la humanidad.

De los registros más antiguos que se tienen data del año 500 a.C., Alcmeon efectuó disecciones en animales, teniendo un aprendizaje mayor en cuanto a su anatomía interna y sus componentes.

Pero fue hasta el siglo XIX cuando hubo un aumento significativamente importante en el empleo de animales en los experimentos científicos. Sobre todo, por el empleo de los principios en el uso de animales como modelos de estudio por Claude Bernard. Los cuales constan de 3 aspectos, las “3 R” (reemplazar, reducir y refinar). El cual marca el cuidado que se debe mantener en la realización de investigaciones con animales

Conforme a estos principios:

- 1.- Se deben sustituir por algún método alternante.
- 2.- Debe ser menor el número de animales empleados, lo cual acrecienta la calidad metodológica y por tanto mejora el análisis estadístico de los datos obtenidos.
- 3.- La técnica perfeccionista debe tener la finalidad de aliviar el dolor y cualquier malestar en los animales que se emplean durante el proceso de los experimentos.

Dentro de los animales que más se usan para el estudio experimental se encuentran perros, monos, ovejas, conejos, cerdos pequeños, ratas, gatos, cabras y ratones.

Indicaciones

- Periimplantitis.
- Ontogénesis por distracción.
- El movimiento de ortodondia, el hueso.

- La regeneración alrededor de la superficie del implante dental.
- La investigación con biomarcadores.

Ventajas

- Se puede realizar pruebas de toxicidad de fármacos.
- La elaboración de vacunas y suero.
- Se realizan mecanismos biológicos y moleculares de las enfermedades.
- Los descubrimientos crecientes en el campo de la ingeniería genética.

Desventajas

- El empleo de animales para fines de investigación.
- Costo de compra y cuidado de los animales.
- Su disponibilidad.
- La aceptación por parte de la sociedad.⁶¹

2. Planteamiento del problema

El esmalte está expuesto a múltiples cambios en el medio ambiente bucal, algunos producidos por el consumo de alimentos o bebidas con azúcares, los cuales son capaces de interactuar con las bacterias residentes del medio oral productoras de ácidos que son inductores de la desmineralización a nivel microscópico sobre el tejido adamantino. Es posible que los ácidos puedan tener un efecto en los materiales que aplicamos para sellar las fosas y fisuras para la prevención de caries dental y de las resinas fluidas que son materiales considerados de mínima invasión. Sin embargo, no existe suficiente evidencia científica que nos indique los cambios en las propiedades, específicamente en la rugosidad que presentan este tipo de materiales al ser expuestos a un proceso de desmineralización, por lo que este estudio pretende responder a la siguiente pregunta.

¿Qué efecto tiene la aplicación de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial de los selladores de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo, Ultradent?

3. Justificación

Los constantes cambios que se presentan en el medio bucal por los alimentos o bebidas ingeridos que contienen de azúcares, pueden ocasionan la pérdida de los tejidos dentarios, en estadios iniciales la desmineralización del esmalte puede ser revertida, pero de continuar se incrementa el riesgo a caries dental. Por otra parte, la aplicación de materiales como los selladores de fosas y fisuras es muy importante como medida preventiva, así como el uso de las resinas fluidas en caso específicos para evitar una mayor pérdida de tejido dentario. Pero estos materiales pueden sufrir cambios en el medio bucal y alterar sus propiedades ocasionando una disminución en su brillo y un aumento en la rugosidad de su superficie, por consiguiente, puede incrementarse el acumulo de placa dental, promoviendo a su vez la proliferación bacteriana capaz de dañar el tejido dentario adyacente.

Por lo que con el presente estudio se pretende aportar información respecto a los cambios en la rugosidad del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo de Ultradent, después de su inmersión en una solución desmineralizante.

4. Hipótesis

Hipótesis de Trabajo

La rugosidad superficial del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo, Ultradent, se incrementa después de su exposición a la solución desmineralizante.

Hipótesis Nula

La rugosidad superficial del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo, no se incrementa después de su exposición a la solución desmineralizante.

5. Objetivos

General

Determinar el efecto de una solución desmineralizante en la rugosidad superficial del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo, Ultradent.

Específicos

- Evaluar la rugosidad del sellador de fosas y fisuras y la resina fluida, antes de ser sometida a la solución desmineralizante.
- Obtener la rugosidad del sellador de fosas y fisuras y la resina fluida, después de ser sometida a la solución desmineralizante.
- Comparar la rugosidad del sellador de fosas y fisuras y la resina fluida, antes y después de ser sometida a la solución desmineralizante.

6. Materiales y Métodos

6.1 Diseño del estudio

Tipo de estudio

Estudio experimental *in vitro*.

6.2 Muestra

Por conveniencia, trece discos de sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus, (Ultradent, South Jordan, EE.UU.) y trece discos de resina fluida PermaFlo (Ultradent, South Jordan, EE.UU.).

6.3 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Criterios de inclusión

Discos íntegros 5 mm de diámetro por 2 mm de grosor de sellador de fosas y fisuras de la marca Ultradent.

Discos íntegros de 5 mm de diámetro por 2 mm de grosor de resina fluida de la marca Ultradent.

Criterios de exclusión

Discos de selladores de fosas y fisuras y de resina fluida de Ultradent que presentaron fracturas y/o burbujas, observables a simple vista.

Criterios de eliminación

Discos de sellador de fosas y fisuras y de resina fluida de Ultradent que durante el pulido o análisis sufrieron daños o fracturas.

6.4 Variables

a. Variables de estudio

Tabla 1. 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 en μm de acuerdo a los perfiles Ra y Rz.	Cuantitativa Dependiente	Razón (μm).
Selladores de fosas y fisuras	Material dental utilizado para sellar y aislar las fosas y fisuras de la estructura dental.	Selladores de fosas y fisuras UltraSeal XT plus	Cualitativa Independiente	Nominal
Resinas fluidas	Las resinas fluidas son materiales híbridos de baja viscosidad, a las que se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico en su composición en un 20-25%, produciendo mayor fluidez del material y mayor ajuste en la cavidad dental.	Resinas fluidas de PermaFlo de Ultradent	Cualitativa Independiente	Nominal
Desmineralización	Pérdida de minerales	Solución compuesta de 2.2mM cloruro de calcio, 2.2mM dihidrógeno fosfato de potasio, 0.05 M ácido acético y 1 M hidróxido de potasio ajustado a un pH de 4.4.	Cualitativa Independiente	Nominal

6.5 Procedimiento

Selección y preparación de la muestra

El sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus resina fluida PermaFlo de la marca Ultradent, fueron seleccionados por estar dentro de los materiales más vanguardistas.

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

se cubrió con un porta objetos de cristal seguido de la aplicación de la lámpara de luz fotopolimerizable (Ortholux, 3M Unitek, Monclovia, Calif., EEUU) por 20 s, similar a los métodos descritos por el fabricante. Posteriormente se colocaron en contenedor de plástico con agua desionizada durante 24 h a 37 grados centígrados y se dejaron secar. Posteriormente, los discos se pulieron ligeramente con papel abrasivo de 6 μm , siguiendo las instrucciones del fabricante, después se limpiaron mediante ultrasonido durante un minuto para eliminar impurezas. Se dejaron secar las muestras al ambiente durante un periodo de 12 h y posteriormente, se almacenaron en recipientes libres de humedad hasta la realización del análisis.

Rugosidad

La rugosidad se midió en tres zonas diferentes de la superficie con un rugosímetro (Surface Roughness Tester SJ-310, Mitutoyo, Tokyo, Japan). La superficie de cada muestra se escaneo 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 hicieron 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). Todas las mediciones se llevaron a cabo siguiendo la norma ISO 4287-1997, y los datos se registraron en el formato correspondiente ver anexo I.

Desmineralización

Las muestras se colocaron en una solución desmineralizante, la cual contendrá 2.2mM cloruro de calcio, 2.2mM dihidrógeno fosfato de potasio, 0.05 M ácido acético y 1 M hidróxido de potasio ajustado a un pH de 4.4. Se sumergieron en 5 ml de la solución en un contenedor de plástico y se llevaron a la incubadora durante 4 días, a 37° C. Posteriormente las muestras fueron enjuagadas y secadas a temperatura ambiente y se realizó nuevamente el análisis de rugosidad.

6.6 Consideraciones Bioéticas

En la presente investigación se contemplaron los principios éticos de 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”.^{62,63}

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

Investigación sin riesgo: son estudios que emplean técnicas y métodos de investigación documental retrospectivos y aquellos en los que no se realizará 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.^{64,65}

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.

6.7 Análisis estadístico

Los datos fueron analizados utilizando el paquete estadístico SPSS 25 (SPSS IBM, NY, EUA). El análisis estadístico se realizó a través de la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas, para antes y después de la desmineralización y U de Mann-Whitney con una significancia de $p \leq 0.05$.

7. Resultados

Los promedios de rugosidad después de la desmineralización se incrementan en el sellador como en la resina con diferencias estadísticamente significativas de 0.023 ± 0.003 a 0.025 ± 0.002 en el perfil Ra, mientras que en perfil Rz se observa una tendencia similar. Por otra parte, existen diferencias estadísticamente significativas después de la desmineralización en el perfil Rz entre la rugosidad de los selladores y las resinas con un promedio de 0.169 ± 0.017 , ver tabla 2 y 3.

Tabla 2. Promedio y desviación estándar de la rugosidad media de la superficie Ra (μm) del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo de Ultradent, antes y después del proceso de desmineralización

Grupos	Antes de la desmineralización		Después de la desmineralización	
	Ra (μm)		Ra (μm)	
SFF_	0.023 ± 0.003	A,a	0.025 ± 0.002	A,b
RF_	0.023 ± 0.003	A,a	0.025 ± 0.002	A,b

Letras mayúsculas en la columna son la comparación de parámetros entre materiales. Las 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 3. Promedio y desviación estándar de la rugosidad de la altura máxima del perfil de Rz (μm) del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT plus y de la resina fluida PermaFlo de Ultradent, antes y después del proceso de desmineralización

Grupos	Antes de la desmineralización		Después de la desmineralización	
	Rz (μm)		Rz (μm)	
SFF_	0.157 ± 0.020	A,a	0.169 ± 0.017	A,b
RF_	0.161 ± 0.022	A,a	0.177 ± 0.014	B,b

Letras mayúsculas en la columna son la comparación de parámetros entre materiales. Las 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

La zona más propensa a la proliferación de bacterias y a su acumulación, es la superficie oclusal de los órganos dentarios. Además, su estructurada anatomía permite que sean empleadas como nichos por los componentes bacterianos para la producción de ácidos que desmineralizan el tejido; con el consiguiente desarrollo de lesiones cariosas. Por lo que el uso de selladores de fosas y fisuras es la medida preventiva más utilizada para prevenir caries en la zona oclusal de los molares.⁶⁶ Existen evidencias que indican que al incrementarse la rugosidad en la superficie dental se incrementa la adherencia bacteriana⁶⁷ de la misma manera un reporte donde se analizó la adherencia de *Streptococcus mutans* sobre diferentes marcas de selladores Fissurit, Fissurit FX, Grandio Seal, Fuji Triage, Constic, después de la exposición a bebidas con un pH ácido, se observa que solo en el sellador Constic se incrementa la adherencia cuatro veces más respecto al control.⁶⁸ En los resultados del presente estudio los promedios de rugosidad del sellador de fosas y fisuras UltraSeal XT Plus después de la exposición a la solución desmineralizante se incrementan en ambos perfiles, evidentemente las condiciones son diferentes a las del medio bucal donde el pH puede estabilizarse constantemente,⁶⁹ lo cual representa una limitación de este estudio, sin embargo, si el consumo de bebidas ácidas es muy frecuente la rugosidad puede incrementarse y tal vez esto pueda incrementar la adherencia, pero es posible también que cada marca tenga un comportamiento diferente acorde a lo encontrado por Colombo M et al.⁶⁸

Por otra parte, la rugosidad superficial, está íntimamente relacionada con el acabado y pulido del material, en el caso de los selladores generalmente no se pulen. No obstante, las partículas pueden ser desplazadas durante procesos masticatorios ocasionando fisuras exponiendo la matriz orgánica al medio oral y promoviendo la abrasión de los materiales.^{10,68} Así mismo, el incremento en la rugosidad de estos materiales repercute en sus resultados tanto estéticos como biológicos; ocasionando una disminución en su brillo, presentando un mayor desgaste, convirtiéndose en un reservorio del biofilm bacteriano pudiendo ocasionar inflamación gingival y caries dental.^{7,8} Por lo que resulta conveniente que los materiales presenten una excelente

resistencia, no solo a las fuerzas de masticación sino; al posible incremento en la rugosidad producida por la constante exposición en el medio bucal a alimentos ácidos derivados de la dieta, las características anatómicas de los dientes, la composición de la saliva y los productos finales del metabolismo de los carbohidratos producidos por las bacterias especialmente especies como (*Streptococcus mutans* y *Lactobacillus*). Las constantes variaciones en el pH afectan las superficies dentarias, ocasionando pérdida en su estructura mineral evidenciando una erosión significativa, la formación de tejido cariado en fase activa o detenida, produciendo una lesión cavitada o no cavitada. De tal forma el fundamento biológico establece que las lesiones cavitadas deben ser restauradas, sin embargo, se ha dado más importancia a las lesiones no cavitadas que están activas las cuales pueden detenerse con terapias de enfoque preventivo, mediante el control de placa y la aplicación de fluoruros entre otros materiales.⁷⁰⁻⁷⁴

Respecto a la resina fluida PermaFlo de Ultradent los resultados de este estudio mostraron que los promedios de rugosidad después de la desmineralización se incrementan. En la literatura se reportan diversos estudios^{10,75} en los que evalúa la rugosidad bajo diferentes sistemas pulido y marcas de resina compuesta, podemos observar valores de rugosidad inicial en el perfil Ra mucho más altos que los encontrados en la presente investigación, en otro reporte⁷⁶ evaluaron la dureza, la rugosidad de la superficie (perfil Ra), el brillo y tres sistemas de pulido de diferentes compuestos de resina incluidas dos marcas de resinas fluidas como Shofu-Beautiful Flow y RestoFill HV N-FLO, de la misma manera los valores de rugosidad son más altos que los del presente estudio, es muy probable que esto se deba a la tecnología empleada en cada trabajo entre otros factores, así mismo y debido la escasa información en la literatura de la rugosidad de los selladores y resinas no se pueden establecer otras comparaciones.

En el presente un hallazgo importante es que en el perfil Ra no existen diferencias significativas entre los selladores y resinas antes y después de su inmersión en la solución desmineralizante, quizás debido a los componentes de ambos materiales, el sellador presenta un alto contenido de relleno del 58% y la resina del 68% ambos tienen propiedades tixotrópicas, es duro y resistente a la abrasión, liberan fluoruro

entre otras.^{28,49} Sin embargo, en el perfil Rz sí existieron diferencias significativas lo cual puede ser explicado por la media de las distancias entre los 5 picos más elevados y los 5 valles más profundos el cual se ve más afectado. Se considera que 0,2 μm es el valor inicial de rugosidad de la superficie para la acumulación de placa dentobacteriana. Los parámetros de rugosidad que superen estos valores repercutirán en un aumento de la acumulación de placa, lo que ocasiona el proceso de la formación de caries y la inflamación del periodonto.⁹ En presente estudio los niveles de Ra estuvieron por debajo de este valor por lo que al parecer no existirá riesgo de desarrollar lesiones de caries o enfermedad periodontal bajo las características del presente. Sin embargo, se requieren estudios adicionales para establecer comparaciones entre las resinas y los selladores de diferentes marcas bajo la metodología del presente estudio.

9. Conclusiones

La solución desmineralizante incrementó la rugosidad superficial tanto de la resina fluida como del sellador de fosas y fisuras evaluadas.

Ambos materiales evaluados tuvieron rugosidades iniciales similares tanto para Ra como para Rz, no así para el perfil Rz después de la desmineralización.

10. Referencias

1. Bayne SC, Ferracane JL, Marshall GW, Marshall SJ, van Noort R. The Evolution of Dental Materials over the Past Century: Silver and Gold to Tooth Color and Beyond. *J Dent Res.* 2019;98(3):257-265.
2. Macchi R. *Materiales dentales.* 4° ed. Buenos Aires: Panamericana; 2007.
3. Anusavice K, Brantley W. Propiedades físicas de los materiales dentales. En *Phillips ciencia de los materiales dentales.* 11° ed. Madrid. Elsevier; 2004. p. 41-71.
4. Anusavice K. Propiedades mecánicas de los materiales dentales. En *Phillips ciencia de los materiales dentales.* 11° ed. Madrid. Elsevier; 2004. p. 73-101.
5. Grupo Tecnología Mecánica-Procesos de fabricación [Internet]. Puno: The Company; c2014-2020 [Actualizado en 2014 Jun 06; citado 2022 Ene 15]. Rugosidad superficial; [16 pantallas] Disponible en:
<http://www3.fi.mdp.edu.ar/tecnologia/archivos/TecFab/10.pdf>
6. Mitutoyo Corporation [Internet]. Tokio: Portable surface roughness surfstest SJ-310 series; c2017-2020 [actualizado 2017 Jan 17; citado 2022 Ene 15]. A portable roughness tester; [12 pantallas] Disponible en:
<https://www.mitutoyo.co.jp/eng/support/service/catalog/03/E15013.pdf>
7. Simeon K, Gergo M, Assen S. Surface roughness estimation of dental materials using speckle contrast. *Theor. Appl. Mech. J.* 2019;49(1):83-93.
8. Ruivo MA, Pacheco RR, Sebold M, Giannini M. Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microsc Res Tech.* 2019;82(10):1756-67.

9. Kavaloglu C, Sandalli N. Compressive strength, surface roughness, fluoride release and recharge of four new fluoride-releasing fissure sealants. *Dent Mater J.* 2007;26(3):335-41.
10. Chong KA. Rugosidad de una resina compuesta manipulada con pincel luego de emplear dos sistemas de pulido. Estudio in vitro. *Rev Cient Odontol.* 2015;3(1): 249-55.
11. Luengo J, Mena S, Medrano L, Toscano I. Retención y efecto anticariogenico de los selladores en molares primarios. Ensayo clínico controlado. *Rev Odont Latam.* 2014;4(1): 29-40.
12. Liu BY, Xiao Y, Chu CH, Lo EC. Glass ionomer ART sealant and fluoride-releasing resin sealant in fissure caries prevention--results from a randomized clinical trial. *BMC Oral Health.* 2014;14:54.
13. Rangel E, Ramírez H, Martínez H, et al. Evaluación bajo microscopio electrónico de barrido de sellantes de fosas y fisuras hidrófobos e hidrófilos, bajo diferentes condiciones de humedad: Un estudio in vitro. *Rev Odont Latam.* 2018;8(1): 49-65.
14. Nazish F. Influence of extended light exposure curing times on the degree of conversion of resin-based pit and fissure sealant materials. *Saudi Dent J.* 2014; 26(4): 151-55.
15. Villareal A, Ibarra J, Yamamoto A, Barcelo F. Profundidad de curado de selladores de fosetas y fisuras utilizando luz emitida por diodos (LED) a diferentes distancias. *Rev Odont Mex.* 2015;19(2):76-80.

16. 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):1-145.
17. Mickenautsch S, Yengopal V. Caries-Preventive Effect of High-Viscosity Glass Ionomer and Resin-Based Fissure Sealants on Permanent Teeth: A Systematic Review of Clinical Trials. *Plos One*. 2016;11(1):1-19.
18. Kosior P, Dobrzyński M, Korczyński M, et. al. Long-term release of fluoride from fissure sealants-In vitro study. *J Trace Elem Med Biol*. 2017;41:107-110.
19. Yakut N, Sonmez H. Resin composite sealant vs. polyacid-modified resin composite applied to post eruptive mature and immature molars: two year clinical study. *J clin Pediatr Dent*. 2006;30(2):215-18.
20. Mohammed S, Hassan A, Syam A, Alahmary A. Performance of Resin Modified Glass Ionomer Sealer vs. Resin-Based Sealer. *IJSR*. 2020;263-67.
21. Condò R, Cioffi A, Riccio A, Totino M, Condò SG, Cerroni L. Sealants in dentistry: a systematic review of the literature. *Oral Implantol*. 2014;6(3): 67-74.
22. Cedillo J. Ionómeros de vidrio remineralizantes. Una alternativa de tratamiento preventivo o terapéutico. *Rev ADM*. 2011;68(5): 258-65.
23. Sismanoglu S. fluoride Release of Giomer and Resin Based Fissure Sealants. *ODOVTOS-Int J Dental SC*. 2019;21(2): 45-52.
24. Beltri P, Bartolome B, Costa F. Sellador de fosas y fisuras. En: Martínez L, director. *Odonto Pediatría bebés, niños, adolescentes*. 1° ed. México: Odontología actual; 2019. p. 205-13.

25. Ivoclar Vivadent. [Internet]. Alcobendas (Madrid) España [actualizado 2021 Oct 20; citado 2021 Nov 21]. Helioseal, Helioseal clear, Helioseal F plus. [3 pantallas aproximadamente]. Disponible en:

https://www.ivoclarvivadent.com/es_es/searchresults?query=sellador%20heloaseal&page=1&offset=20&index=products&filters=%5B%5D

26. Voco. [Internet]. Anton-Flettner-StraBe [actualizado 2021; citado 2021 Nov 21] Fissurit FX. [2 pantallas aproximadamente]. Disponible en:

<https://www.voco.dental/es/productos/cuidado-oral/sellado-de-fisuras/fissurit-fx.aspx>

27. 3M. [Internet]. España S.L. [actualizado 2020 Feb; citado 2021 Nov 21]. Clinpro. [2 pantallas Aproximadamente]. Disponible en:

https://www.3m.com.es/3M/es_ES/p/d/espe_clinpro_sealant/

28. Ultradent Products. [Internet]. South Jordan UT [actualizado 2018 Oct 10; citado 2021 Nov 21]. UltraSeal XT Plus, UltraSeal XT hydro. [2 pantallas Aproximadamente]. Disponible en:

<https://www.ultradent.lat/products/categories/prevent-hygiene/sealants/ultraseal-xt-hydro>

29. Ultradent Products. [Internet]. South Jordan UT [actualizado 2018 Oct 10; citado 2021 Jun 09]. UltraSeal XT Plus. [2 pantallas Aproximadamente]. Disponible en:

<https://www.ultradent.com/products/categories/preventhygiene/sealants/ultraseal-xt-plus>

30. Szesz A, Parreiras S, Martini E, Reis A, Loguercio A. Effect of flowable composites on the clinical performance of non-carious cervical lesions: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 2017;65:11-21.

31. Hervas A, Martínez M, Cabanes J, Barjau A, Fos P. Resinas Compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11(2): 215-20.
32. Azeem RA, Sureshbabu NM. Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *J Conserv Dent*. 2018; 21(1): 2-9.
33. Arun D, Adikari Mudiyanse D, Gulam Mohamed R, Liddell M, Monsur Hassan NM, Sharma D. Does the Addition of Zinc Oxide Nanoparticles Improve the Antibacterial Properties of Direct Dental Composite Resins? A Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2020;14(1): 1-15.
34. Casanova P, Taboada M, Flores M, Castilla M, Armas A. Efecto de tres enjuagues bucales en la degradación superficial de resinas compuestas: estudio in vitro. *Rev Odont Latam*. 2018;8(2):141-53.
35. De León M, Mederos M, Cuevas C, et al. Estudio in vitro de la relación entre resistencia de unión a esmalte dental y microfiltración en resinas compuestas fotopolimerizables. *Odontostomatol*. 2020;22(35): 38-49.
36. Bader M, Ibañez M. Evaluación de la interferencia adhesiva obtenida en restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo universal utilizando con y sin grabado ácido previo. *Rev Clin PIRO*. 2014; 7(3):115-22.
37. Bona A, Togoro B, Favaro L, et al. Bonding efficiency and durability: current possibilities. *Braz Oral Res*. 2017; 31(suppl):3-22.
38. Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One*. 2018;13(2): 1-18.

39. Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers (Basel)*. 2020;12(8): 1-51.
40. Gerula-Szymańska A, Kaczor K, Lewusz-Butkiewicz K, Nowicka A. Marginal integrity of flowable and packable bulk fill materials used for class II restorations -A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater J*. 2020; 39(3):335-44.
41. Sotomayor X, Perea E. Microdureza superficial de tres resinas dentales, resina bulk fill, resina microhibrida y resina nanohibrida. *Rev Evid Odontol Clinic*. 2019; 5(1): 80-90.
42. Zhang H, Wang Hua L, Guan R, Hou B. Randomized controlled clinical trial of a highly filled flowable composite in non-carious cervical lesions: 3-year results. *Clin Oral Invest*. 2021;25(10): 5955-65.
43. Imai A, Takamizawa T, Sugimura R, Tsujimoto A, Ishii R, Kawazu M, et al. Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019; 89:72-80.
44. Balos S, Pilic B, Petronijevic B, et al. Improving mechanical properties of flowable dental composite resin by adding silica nanoparticles. *Vojnosanit Pregl*. 2013; 70(5):477-83.
45. Yalcin M, Ulker M, Ulker E, et al. Evaluation of cytotoxicity of six different flowable composites with the methyl tetrazolium test method. *European J Gen Dent*. 2013; 2(3):292-95.

46. Kitasako Y, Sadr A, Burrow MF, Tagami J. Thirty-six month clinical evaluation of a highly filled flowable composite for direct posterior restorations. *Aust Dent J.* 2016; 61(3): 366-73.
47. 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):380-85.
48. Baroudi K, Rodríguez JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015; 9(6):18-24.
49. Ultradent Products. [Internet]. South Jordan UT [actualizado 2019 Abr 12; citado 2021 Jun 09]. PermaFlo. [2 pantallas aproximadamente]. Disponible en: <https://www.ultradent.com/products/categories/composites/flowable-composite/permaflo>.
50. Prado S, Araiza M, Valenzuela E. Eficiencia in vitro de compuestos fluorados en la remineralización de lesiones cariosas del esmalte bajo condiciones cíclicas de pH. *Rev Odont Mex.* 2014;18(2): 96-104.
51. Liska D, Kelley M, Mah E. 100% Fruit Juice and Dental Health: A Systematic Review of the Literature. *Front Public Health.* 2019; 7:190.
52. Castellanos JE, Marín LM, Usuga MV, et al. La remineralización del esmalte bajo el entendimiento actual de la caries dental. *Univ. Odontol.* 2013;32(69): 49-59.
53. Puleio F, Fiorillo L, Gorassini F, et al. Systematic Review on White Spot Lesions Treatments. *Eur J Dent.* 2021. Epub 2021 Ago 27.
54. Ma X, Lin X, Zhong T, Xie F. Evaluation of the efficacy of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on remineralization of white spot lesions in vitro and

clinical research: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2019; 19(1): 295.

55. Balladares A, Becker M. In Vitro effect of five different types of commercial carbonated drinks and juices available in Paraguay on the dental enamel. *Mem Inst Investig Cienc Salud*. 2014; 12(2): 8-15.

56. Gao SS, Zhang S, Mei ML, Lo EC, Chu CH. Caries remineralisation and arresting effect in children by professionally applied fluoride treatment - a systematic review. *BMC Oral Health*. 2016; 16:12.

57. West N, Davies M, Amaechi B. In vitro and in situ Erosion Models for Evaluating Tooth Substance Loss. *Caries Res*. 2011;45(1): 43-52.

58. Lei Ch, Jiyao L, Hochin X, Xuedong Z. Demineralization and Remineralization. En: Xuedong z, editor. *Caries dental*. 1ra ed. Berlin: Springer; 2016. p. 71-83.

59. Hollanders ACC, Kuper NK, Maske TT, Huysmans MDNJM. Secondary Caries in situ Models: A Systematic Review. *Caries Res*. 2018;52(6): 454-62.

60. Muñoz FC. Modelos in situ de caries dental: Estudio piloto. [Tesis Pregrado]. Santiago-Chile: Universidad de Chile; 2019. 83 p.

61. Bernardino I, Faria I, Rodriguez A, et al. Use of Animal models in Experimental Research in Dentistry in Brazil. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*. 2014;14(1):17-21

62. World Medical Association [Internet]. Ferney-Voltaire, France [actualizado 2020 Ene 5; citado 2020 May 12]. WMA Declaration of Helsinki 2013; [3 pantallas aproximadamente]. Disponible en: <https://www.wma.net/what-we-do/medical-ethics/declaration-of-helsinki/>

63. World Medical Association [Internet]. Ferney-Voltaire, France [actualizado 2018 Jul 9; citado 2020 May 12]. WMA Declaration of Helsinki 2013; [30 pantallas aproximadamente]. Disponible en: <https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>

64. Gobierno de México [Internet]. México: Normatividad Nacional [actualizado 2019 Jun 11; citado 2020 May 12]. Comisión Nacional de Bioética; [2 pantallas aproximadamente]. Disponible en: <https://www.gob.mx/salud/conbioetica/articulos/normatividad-nacional-164543>

65. Gobierno de México [Internet]. México: Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud [actualizado 2014 Abr 2; citado 2020 May 12]. Comisión Nacional de Bioética; [62 pantallas aproximadamente]. Disponible en: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/281701/Reg_LGS_MIS.pdf

66. Rohr M, Makinson OF, Burrow MF. Pits and fissures: morphology. *ASDC J Dent Child.* 1991;58(2):97-103.

67. Teutle-Coyotecatl B, Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Almaguer-Flores A, García-Pérez VI, Rodríguez-Vilchis LE, Arenas-Alatorre JA. 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.

68. Colombo M, Dagna A, Molino D, Poggio C, Maiolatesi D, Pietrocola G. Bacterial adhesion on fissure sealants: Effects of exposure to acidic drink. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(6):e574-8.
69. Fejerskov O, Nyvad, B, Edwina K. Clinical features of caries lesions. In: *Dental caries: the disease and its clinical management*. 3rd ed. Oxford: Wiley-Blackwell; 2015.
70. da Rosa GM, da Silva LM, Menezes Md, do Vale HF, Regalado DF, Pontes DG. Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of a nanohybrid composite resin. *Eur J Dent*. 2016;10:170-5.
71. Kutsch VK. Dental caries: an updated medical model of risk assessment. *J Prosthet Dent*. 2014;11(4):280-5.
72. Mathur VP, Dhillon JK. Dental Caries: A Disease Which Needs Attention. *Indian J Pediatr*. 2018;85(3):202-206.
73. West NX, Joiner A. Enamel mineral loss. *J Dent*. 2014;42(1):S2-11
74. Gomez J. Detection and diagnosis of the early caries lesion. *BMC Oral Health*. 2015;15 Suppl 1(Suppl 1):S3.

75. Ibrahim MS, Wen Y K, Garcia Gonzalez M A. Yahya NA. Surface Roughness of Tooth Coloured Restorative Materials. *Ann Dent.* 2020;27:41-49.

76. Nithya K, Sridevi K, Keerthi V, Ravishankar P. Evaluation of surface Roughness, Hardness, and Gloss of Composites After Three Different Finishing and Polishing Techniques: And In Vitro Study. *Cureus.* 2020; 12(2):3-12.

11. Anexos

Anexo I

Registro de Rugosidad para Selladores de Fosas y Fisuras

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
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		

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		
13.1		
13.2		
13.3		
14.1		
14.2		
14.3		
15.1		
15.2		
15.3		
16.1		
16.2		
16.3		
17.1		
17.2		
17.3		
18.1		
18.2		
18.3		
19.1		
19.2		
19.3		
20.1		
20.2		
20.3		

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
21.1		
21.2		
21.3		
22.1		
22.2		
22.3		
23.1		
23.2		
23.3		
23.1		
23.2		
23.3		
24.1		
24.2		
24.3		
25.1		
25.2		
25.3		
26.1		
26.2		
26.3		
27.1		
27.2		
27.3		
28.1		
28.2		
28.3		
29.1		
29.2		
29.3		
30.1		
30.2		
30.3		

Anexo II

Registro de Rugosidad de las Resinas Fluidas

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
1.1		
1.2		
1.3		
2.1		
2.2		
2.3		
3.1		
3.2		
3.3		
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		

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
11.1		
11.2		
11.3		
12.1		
12.2		
12.3		
13.1		
13.2		
13.3		
13.1		
13.2		
13.3		
14.1		
14.2		
14.3		
15.1		
15.2		
15.3		
16.1		
16.2		
16.3		
17.1		
17.2		
17.3		
18.1		
18.2		
18.3		
19.1		
19.2		
19.3		
20.1		
20.2		
20.3		

No. Muestra	Rugosidad	
	Ra (μm)	Rz (μm)
(n=30)		
21.1		
21.2		
21.3		
22.1		
22.2		
22.3		
23.1		
23.2		
23.3		
23.1		
23.2		
23.3		
24.1		
24.2		
24.3		
25.1		
25.2		
25.3		
26.1		
26.2		
26.3		
27.1		
27.2		
27.3		
28.1		
28.2		
28.3		
29.1		
29.2		
29.3		
30.1		
30.2		
30.3		