

01421
51



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“MICROFILTRACIÓN EN COMPÓMEROS
COMPOGLASS F Y LUXAT EN PREPARACIONES
CLASE V CON CONTAMINACIÓN SALIVAL”**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE :
C I R U J A N A D E N T I S T A
P R E S E N T A :
ALBA LORENA CAÑETAS YERBES



DIRECTOR DE TESIS: C.D. LUIS CELIS RIVAS
ASESORES: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA
MTRO. CARLOS MORALES ZAVALA
C.D. MANUEL RODRÍGUEZ GARZA

MÉXICO, D.F.

2003

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

1



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A mis padres

Como un testimonio de infinito aprecio y eterno agradecimiento por el apoyo moral que siempre he recibido y con el cual pude lograr terminar mi carrera profesional siendo para mi la mejor las herencias...Gracias.

A mis hermanas

Sabiendo que jamás existiría una forma de agradecer una vida de lucha, sacrificio y esfuerzo, sólo deseo que comprendan que el logro mío es suyo que mi esfuerzo es inspirado en ustedes y que son mi ideal...Con respeto y admiración.

A mis asesores

Gracias por las sugerencias aportadas para la realización de este trabajo, por su apoyo incondicional y por ayudarme a lograr una de mis metas.

A mi director de tesis

Por creer en mi y por enseñarme la persistencia, el esfuerzo, las ganas de vivir y de seguir luchando para alcanzar y ver realizada una de mis metas, que pensé sería la culminación de mi desarrollo profesional, sin embargo es sólo el inicio...Mil gracias.

ÍNDICE

Resumen	5
Introducción	7
Capítulo I	
1. Consideraciones Biológicas	11
1. 1. Esmalte	11
1. 2. Dentina	16
1. 3. Pulpa	21
1. 4. Saliva	24
Capítulo II	
2. Principios de la Odontología Adhesiva	33
2. 1. Tipos de Adhesión	33
2. 1. 1. Adherencia Física	33
2. 1. 2. Adherencia Mecánica	34
2. 1. 3. Adherencia Química	34
2. 2. Adhesión a los Tejidos Dentarios	35
2. 2. 1. Principios de Adhesión	36
2. 2. 2. Adhesión a Esmalte	37
2. 2. 3. Adhesión a Dentina	38
2. 2. 4. Condiciones que afectan la adhesión a los Tejidos Dentarios	41
2. 3. Acondicionamiento Ácido	43
2. 3. 1. Tiempo de Grabado	45
2. 3. 2. Tiempo de Lavado	47
2. 3. 3. Tiempo de Secado	47

Capítulo III

3. Materiales de Restauración	48
3. 1. Iónomero de Vidrio	48
3. 2. Resinas Compuestas	57
3. 3. Compómeros	65

Capítulo IV

4. Técnicas Operatorias	75
-------------------------------	----

Capítulo V

5. 1. Planteamiento del Problema	79
5. 2. Justificación	79
5. 3. Hipótesis	80
5. 4. Hipótesis Nula	80
5. 5. Objetivo General	80
5. 6. Objetivos Específicos	80
5. 7. Material	81
5. 8. Métodos	82

Capítulo VI

6. 1. Resultados	87
6. 2. Discusión	90
6. 3. Conclusiones	92

Bibliografía	93
--------------------	----

MICROFILTRACIÓN EN COMPÓMEROS COMPOGLASS F Y LUXAT EN PREPARACIONES CLASE V CON CONTAMINACIÓN SALIVAL

Cañetas Yerbes Alba Lorena
C.D. Luis Celis Rivas
C.D. Jorge Guerrero Ibarra

RESUMEN

Objetivo: El propósito de este estudio es investigar el efecto de la contaminación salival sobre la microfiltración en preparaciones clase V de dientes restaurados con compómeros Compoglass F y Luxat.

Método: Cavidades Clase V con margen oclusal y gingival en esmalte fueron preparadas sobre la superficie bucal de 20 premolares y 20 molares humanos de reciente extracción.

Las preparaciones fueron distribuidas, obturadas y divididas al azar en 4 grupos de tratamiento (N=10) de diez especímenes cada uno. La prueba consistió en la obturación de un grupo G1 Luxat no contaminado con saliva, G2 Luxat contaminado con saliva, G3 Compoglass F no contaminado con saliva y G4 Compoglass F contaminado con saliva y sus respectivos agentes adhesivos.

Después de ser obturadas, las muestras fueron colocadas en agua bidestilada por 24 horas y sometidas a 500 ciclos de termociclado, teñidas con azul de metileno al 0.5% y posteriormente seccionadas y observadas al microscopio CARL ZEISS con dos objetivos a 10X, siendo evaluadas por 10 observadores independientes y aplicando a los resultados el análisis de varianza ANOVA de una vía y prueba de Tukey.

Resultados: Bajo la escala de medición 0 a 3, anteriormente mencionada de microfiltración, el grupo experimental que mostró menor microfiltración fue el Grupo 1 donde se obturó con

Compómero Luxat, sin contaminación salival, con técnica de obturación incremental diagonal y el que mostró mayor microfiltración fue el Grupo 2 donde se obtuvo con Compómero Luxat, con contaminación salival, y técnica de obturación incremental diagonal.

Un aspecto importante que cabe mencionar es que la diferencia no fue estadísticamente significativa para aseverar que la contaminación salival sea un factor que influya en la adhesión y que aumente la microfiltración en la interfase diente – restauración.

Conclusiones:

1. La contaminación salival en restauraciones Clase V con Compómeros Luxat (DMG) y Compoglass F (IVOCLAR VIVADENT), no afecta de manera significativa la adhesión.
2. El sellado marginal se obtiene siguiendo los principios básicos en la preparación de cavidades y con la correcta manipulación del material de obturación.
3. Los compómeros Luxat (DMG) y Compoglass F (IVOCLAR VIVADENT) pueden ser usados como materiales de restauración en cavidades clase V, con sus ventajas clínicas y de manipulación.

INTRODUCCIÓN

Existen diferentes tipos de lesiones cervicales que pueden ser de origen carioso o no carioso. Dependiendo del tipo y características de la lesión ésta puede ser restaurada con diferentes materiales y técnicas. Las lesiones cariosas tienen como característica poseer una configuración irregular, por lo que dentro del tratamiento uno de los pasos incluye la remoción del tejido afectado. Dentro de las lesiones no cariosas existen diferentes tipos como las causadas por erosión, abrasión y abfracción, ésta última ocasionada, según una teoría, por la flexión dental a nivel cervical causada por fuerzas oclusales anormales; cuando el diente se flexiona por la tensión afecta la estructura cervical del esmalte produciendo un defecto típico en forma de "V". Las erosiones son el resultado de una exposición constante a algunos agentes químicos, produciendo como su nombre lo indica una erosión en la superficie del esmalte, en donde el tratamiento debe incluir un ligero raspado de la dentina esclerótica, previo a la restauración. La abrasión es consecuencia de una inadecuada técnica de cepillado, ya que la superficie radicular o del esmalte es desgastada produciéndose un defecto en forma de "V" donde se exponen túbulos dentinarios por lo que la superficie es sensible aunque en algunos casos la formación de dentina por irritación bloquea la transmisión del impulso nervioso. Debido a que el túbulo está lleno con la prolongación del odontoblasto hasta la periferia como lo muestra Yamada sufre una irritación externa. ⁽¹⁾

MATERIALES DE RESTAURACIÓN

La amalgama durante décadas había sido el material restaurador de primera elección para éste tipo de lesiones, pero con el desarrollo de nuevos materiales, surge la controversia (especialmente en Alemania y Suiza), sobre el uso de la amalgama dental, alegando los efectos adversos a la salud debido al contenido de mercurio y por restricción gubernamental

sobre su uso. Todo esto más la demanda del paciente por tener una odontología estética, ha incrementado el uso de otros materiales. ⁽²⁾

Las resinas compuestas constan de cuatro componentes: una matriz de polímero, partículas de relleno inorgánico, un agente de unión y un iniciador. La mayoría de las matrices de las resinas están basadas en la molécula BIS-GMA (Bisfenil-Glicidil Metacrilato) desarrollada por R. L. Bowen en 1962; las partículas de relleno generalmente son algún tipo de vidrio como de bario o borosilicato o de dióxido de sílice que se adicionan a la matriz para mejorar las propiedades físicas como translucidez, reducción del coeficiente de expansión térmica y de la contracción de polimerización por otra parte hacen el material más duro, denso y más resistente al desgaste, hablando en términos generales a mayor porcentaje de relleno mejores propiedades físicas.

Las partículas de relleno son cubiertas con silano, un agente de unión que mejora la adhesión con la matriz. ⁽³⁾ El iniciador activa la reacción de polimerización de las resinas compuestas; mediante una reacción química o por exposición a una luz con la longitud de onda adecuada, generalmente en un rango de 460 a 480 nm. En años recientes las resinas compuestas han sido mejoradas haciéndolas un material durable, estético y predecible y utilizándolas en combinación con sistemas adhesivos pueden obtenerse restauraciones con éxito clínico razonable.

Los cementos de ionómero de vidrio fueron desarrollados a principios de los 70's por Wilson y Kent ^(4, 5) combinando la tecnología de los cementos de silicato y policarboxilato; desde entonces se han modificado y mejorado sus fórmulas y propiedades. El contenido del polvo es aluminio y flúor con cantidades significativas de calcio, sodio y sílica ^(6, 7, 8) el líquido es generalmente ácido poliacrílico pero puede contener polímeros y copolímeros de ácido acrílico, itacónico, maleico o vinilfosfónico. La reacción de endurecimiento de los cementos

de ionómero de vidrio es una reacción ácido base entre el vidrio y el poliácido. Las ventajas de éste material se ven afectadas por algunas dificultades prácticas que limitan su uso clínico ya que el material es técnicamente difícil de manipular y es altamente sensible a los cambios en el contenido de agua, la contaminación temprana con humedad causa desecación, contracción y resquebrajamiento. ^(9,10)

Las desventajas inherentes de materiales como resinas compuestas y ionómeros de vidrio, principalmente para restauraciones que presentan alta dificultad técnica como las de clase V han provocado el desarrollo de materiales que pueden utilizarse con éxito en estas situaciones; uno de ellos son los compómeros que se desarrollaron a principios de los 90's como una nueva generación de material restaurador, en un intento de lograr la combinación de las características del ionómero de vidrio (liberación de flúor y adhesión química a la dentina) con los avances de resinas para incrementar la dureza, la resistencia al desgaste y la estética, de ahí el término "compómero", **composite** y **ionómero**. ^(11, 12, 13)

Los **compómeros** se desarrollan a partir de la modificación del ionómero de vidrio y de resinas compuestas convencionales adicionando grupos de ácido carboxílico, por lo que pueden ser considerados como resinas compuestas modificadas con poliácido. ⁽¹⁴⁾ Un compómero es una resina reforzada con propiedades similares a un ionómero. Luego de polimerizado y en función del tiempo de exposición a la humedad de la cavidad bucal, el compómero experimenta una serie de reacciones químicas que le permiten una transformación en estado sólido, mediante la cual es capaz de liberar fluor. ⁽¹⁵⁾ Este tipo de materiales se comportan como las resinas durante su colocación, pero se embeben de agua mediante absorción higroscópica, dando lugar a una segunda reacción ácido-base de fraguado. La reacción secundaria permite la liberación de fluoruro hacia el tejido dentario circundante. La importancia de la reacción ácido-base, que es típica de los cementos de ionómero de vidrio y que tiene lugar durante el fraguado en presencia de agua, puede variar

enormemente de una marca a otra, lo cual justifica las dificultades para su clasificación y descripción. Los compómeros poseen mejores propiedades mecánicas y de manipulación que los ionómeros de vidrio y que otros materiales para obturación además su fluidez es mejor que la de las resinas. ⁽²⁾

La popularidad de los compómeros entre los clínicos se puede atribuir a su manejo clínico, con un método simple de aplicación con un solo primer autograbable para tratar la dentina y el esmalte. Hoy en día existe la necesidad de disponer de un material de restauración estético, duradero y con buen comportamiento clínico; además de ser económico y con adecuadas propiedades físicas, mecánicas y químicas. La restauración debe ser funcionalmente aceptable incluso en condiciones comprometidas de aislamiento; un material con adecuadas propiedades sería más resistente a la contaminación por humedad que una resina. Este estudio busca observar la relación y el efecto que puede tener la contaminación por saliva en una restauración de compómero clase V, sobre la microfiltración y con ayuda de una escala de medida predeterminada, comparando así los resultados entre cada marca para entender de una mejor manera el comportamiento y los resultados que a futuro se pueden llegar obtener con estos materiales.

MICROFILTRACIÓN EN COMPÓMEROS COMPOGLASS F Y LUXAT EN PREPARACIONES CLASE V CON CONTAMINACIÓN SALIVAL

CAPITULO I

1. CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS

1. 1. ESMALTE

Estructura

El esmalte define la estética cuando su apariencia aperlada y su belleza opalescente están en armonía con las características faciales.

En un esmalte maduro, se tiene un 90% de mineral inorgánico, apatita, fósforo y calcio, posee una pequeña cantidad de matriz orgánica y de 4% a 12% de agua, que se localiza entre los espacios intercristalinos y retículo de microporos, estos últimos forman una conexión dinámica entre la cavidad oral externa y los fluidos sistémicos, pulpares y fluidos de los túbulos dentinarios, por ello cuando un diente se deshidrata, los microporos vacíos hacen que el esmalte tenga apariencia tizosa y un color más claro. La matriz orgánica es polimorfa, amorfa y degradable por los ácidos. Diferentes fluidos pueden difundirse a través del esmalte semipermeable, por lo que la dinámica del esmalte no se limita a la superficie de contacto sino que es activa en tres dimensiones.

Su color es relativamente translúcido, en función de su espesor y color dentinal subyacente; tiene un espesor de 2.5 mm en cúspides y 2.0 mm en bordes incisales, el espesor disminuye significativamente debajo de fisuras oclusales profundas y adelgaza hasta ser insignificante cervicalmente en la unión con el cemento o dentina de la raíz, predomina un tinte gris translúcido o azulado en el grueso borde incisal en dientes anteriores jóvenes y es más amarillo - naranja cervicalmente, cuando la dentina se manifiesta a través del esmalte tan

delgado. En un 10% de los dientes se presenta una brecha entre esmalte y cemento en esta unión, deja una dentina vital expuesta y potencialmente sensitiva. ⁽¹⁶⁾ Hay anomalías de desarrollo y mineralización, pigmentaciones extrínsecas, antibioticoterapia y excesivo fluoruro pueden alterar el color natural de los dientes. ⁽¹⁷⁾

La coloración es consecuencia de la exposición a lo largo de la vida del esmalte semipermeable del ingreso gradual de elementos del medio oral dentro de la estructura mineral del diente, la coloración amarilla de dientes viejos se puede deber a la acumulación de elementos en la estructura del esmalte y al efecto esclerosante de la dentina madura, en consecuencia con la edad, el color se intensifica y se reducen la solubilidad ácida, volumen del poro, contenido de agua y permeabilidad del esmalte.

Diferentes defectos de la superficie contribuyen a la acumulación y retención de placa acidogénica como lo son periquimatos (canales paralelos formados por la deposición cíclica del esmalte) defectos formados por depresiones en la terminación de prismas del esmalte y otros defectos hipoplásicos, son comunes especialmente en el área cervical. ⁽¹⁸⁾ Defectos lineales o líneas de grietas resultan a partir de una carga oclusal y pérdida de resiliencia relacionada con la edad.

Desde G.V. Black, ⁽¹⁹⁾ hasta la actualidad se consideraba que las varillas adamantinas seguían una dirección perpendicular a la superficie externa del diente, sin embargo Ten Cate, A. Osborns, J, y Boyde, A. Han observado que en la zona gingival no se dirigen hacia cervical como se ha indicado, sino que puede adoptar una dirección aproximadamente horizontal hacia oclusal. El espacio y orientación de los cristales y la cantidad de la matriz orgánica hacen al prisma y al núcleo central diferencialmente solubles cuando son expuestos a un ácido débil por un breve período. Considerando la amplia variación direccional del prisma y el daño estructural causado por la rotación excéntrica de fresas a alta velocidad, se recomienda un paso de acabado para alisar el margen cavo superficial con instrumentos

manuales o rotatorios de baja velocidad para remover cualquier estructura del esmalte friable o frágil.

La estructura adamantina fue descrita durante mucho tiempo como la clásica forma prismática hexagonal o pentagonal presente en algunos mamíferos pero no en el hombre. Hoy se acepta que adopta un aspecto de escamas de pescado o de un hongo, con una cabeza ensanchada en forma de cúpula esférica, un cuello estrecho y una cola con terminación irregular donde el eje axial de los cristales producida desde los límites de los ameloblastos adyacentes forman una cola con forma de abanico conocida como el área interprismática cuando el corte es examinado transversalmente, en sentido longitudinal una varilla no sigue una línea rectilínea a través del esmalte, adopta forma semi - espirilar, sufriendo entrecruzamientos y decusaciones. (20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27)

El conocimiento de las variaciones direccionales de las varillas adamantinas tanto en los cortes transversales como en los longitudinales es muy importante para su aplicación en la preparación de cavidades, ya que la orientación puede variar no solo en cada zona o sector de la corona que se analice, sino también en los distintos grupos de piezas dentarias. Los límites del prisma del esmalte forman líneas completas de hendiduras naturales por las cuales pueden presentarse fracturas longitudinales, la pérdida de los prismas crea un defecto o brecha similar a una fisura oclusal. Cada hilera sucesiva de prismas de esmalte tiene un curso diferente al patrón de onda, tanto horizontal como verticalmente, completa la mitad interna del espesor del esmalte y luego continua su curso relativamente paralelo a la superficie, ⁽²⁸⁾ pero sobre las superficies axiales e inclinaciones cuspídeas, la trayectoria de cada hilera termina en una angulación oblicua más que en una tangente perpendicular de 90 grados.

Los prismas sobre las superficies verticales pasan oclusal o incisalmente a una inclinación de 60 grados y progresivamente se inclinan acercándose a los rebordes marginales y hacia

las puntas cuspídeas donde los prismas están esencialmente paralelos al eje axial de la corona. Un ángulo cavo superficial oblicuo podría paralelizar cuidadosamente la dirección del prisma y preservar la integridad del margen del esmalte.

Consideraciones Funcionales

El esmalte es un tejido epidermal, avascular y acelular, de alta mineralización y dureza, que además de proveer una capa protectora para los tejidos vitales como lo son dentina y pulpa tiene una forma única y particular de reaccionar ante cualquier agente físico, químico o biológico que es una pérdida de sustancia, cuya magnitud se relaciona con la intensidad del agente causal.

El esmalte posee las siguientes propiedades: alta dureza, alto módulo de elasticidad, elevada rigidez y baja resistencia a la tracción, éstas propiedades determinan que el esmalte no posea poder regenerativo, pudiendo darse la remineralización pero no la reconstitución.

Aunque el esmalte es vulnerable e incapaz de autorepararse, su adaptación protectora y funcional es notable, aun cuando está totalmente mineralizado, la desmineralización por caries hasta el punto de la cavitación, toma por lo general de 3 a 4 años. La dinámica de la desmineralización puede ser detenida o revertida terapéuticamente con las medidas preventivas y el calcio, fósforo y especialmente el fluoruro exógeno o por la renovación salival.

El endurecimiento extremo del esmalte lo hace frágil y propenso a micro o macrofracturas cuando no cuenta con apoyo dentinario o elástico adecuado.

La estructura del esmalte es idónea para perdurar toda la vida, pero su carácter mineral cristalizado y rigidez, así como las fuerzas de oclusión, hacen vulnerable al esmalte a la desmineralización ácida (caries), atrición (desgaste) y fractura. Las membranas orgánicas de la película superficial y las cutículas dendríticas se extienden 1 a 3 micrómetros dentro del

esmalte y pueden influir de manera importante en el intercambio de iones, adhesión y colonización de la placa bacteriana sobre la superficie del esmalte. ^(29, 30) Los defectos del esmalte son ocho veces más vulnerables a la caries que las superficies lisas.

Debido a la atrición o al contacto friccional contra el esmalte opuesto o con materiales restauradores más duros, existe desgaste fisiológico normal que es de 24 micrómetros por año. ⁽³¹⁾ Los materiales restauradores que reemplazan o contactan contra el esmalte deben tener un desgaste compatible, lisura, resistencia, y estética.

No existe otro tejido humano que haya sido investigado tan extensamente como el esmalte de los dientes y aún así hay aún muchos cuestionamientos.

1. 2. DENTINA

Estructura

La estructura de la dentina está compuesta por cristales de apatita inorgánica incrustadas en una matriz orgánica entrelazada de fibrillas de colágeno, los procesos citoplásmicos de células formadoras, los odontoblastos, forman canales o túbulos transversales en el espesor total del tejido. A diferencia del esmalte que es acelular y predominantemente mineralizado, la dentina esta formada 45 a 50% cristales de apatita inorgánica, 30% de matriz orgánica y un 25% de agua. ⁽³²⁾

El color es amarillo pálido y es un poco más dura que el hueso, hay dos tipos principales de dentina: el componente estructural primario, dentina intertubular, la hidroxiapatita incrustada en la matriz de colágeno entre los túbulos y dentina peritubular, libre de colágeno, la pared tubular está hipermineralizada, las proporciones de matriz sólida mineralizada y celular y volumen tubular lleno de fluido determina la respuesta clínica y biológica de la dentina y las proporciones de sus componentes varían de acuerdo a la profundidad de la dentina, edad e historia traumática del diente.

Dentina Fisiológica

La dentina primaria se forma rápidamente hasta completar la formación radicular y entonces los odontoblastos quedan relativamente inactivos, después la dentina formada lentamente, que continúa para estrechar las dimensiones de la cámara pulpar es llamada dentina secundaria, quizás en respuesta a un leve estímulo oclusal, la dentina secundaria es depositada en los cuernos pulpares, techo y piso de la cámara pulpar, otro proceso fisiológico relacionado con la edad, es la continua mineralización de las paredes de los túbulos y por ello la pared dentinaria peritubular se engrosa progresivamente y ocluye el lumen del túbulo.

Dentina Esclerótica

El cierre acelerado de los túbulos protege la pulpa, ya que hay menor exposición de la dentina a efectos de estimulantes externos como atrición, abrasión, caries o procedimientos operatorios. Con una caries de esmalte inicial o microfiltración, el flujo externo del fluido dentinario bajo presión pulpar positiva contrarresta la difusión pulpar de endotoxinas y ácidos, a medida que la caries progresa, las inmunoglobulinas son transportadas y concentradas en el fluido tubular y en los procesos tubulares dentro de la dentina subcariosa. El calcio y el fósforo liberados por la desmineralización ácida cariosa de los cristales de la hidroxiapatita periférica reprecipitan más profundamente dentro de los túbulos por debajo de la lesión infectada. Cristales minerales de forma romboidal rellenan y obstruyen el lumen abierto. También la mineralización acelerada y la constricción de las paredes peritubulares por debajo del nivel de penetración bacteriana forman una barrera protectora, la zona esclerótica o translúcida, una consecuencia es que la insensible dentina esclerosada, bloquea los síntomas dolorosos de advertencia, que podrían alertar al paciente por la presencia de una caries.

Dentina Reparadora

Un trauma en un diente puede ser lo suficientemente severo como para destruir a los odontoblastos de soporte, en 3 semanas los fibroblastos o células mesenquimáticas de la pulpa se convierten o diferencian para estimular la organización, secreción de la matriz y actividades mineralizantes de los odontoblastos originales, la matriz incluye componentes celulares y vasculares de la pulpa, y túbulos organizados irregularmente, ésta dentina reparadora es también llamada dentina terciaria, reactiva, de respuesta o secundaria irregular. La relación de formación, el espesor y la organización de la dentina reparadora son proporcionales a la intensidad y duración del estímulo, además el diente es capaz de

compensar la pérdida de dentina periférica por el trauma o por caries con deposición de suficiente dentina interna para el aislamiento térmico y el control de la permeabilidad; si la dentina reparadora está abierta para permitir el paso de suficientes bacterias para agobiar a las defensas vasculares, inflamatorias y fagocíticas de la pulpa, el resultado es la necrosis pulpar.

Dentina Periférica

En la formación de la dentina, las células odontoblásticas convergen pulparmente desde la unión dentino - esmalte, creando un canal alrededor de prolongados procesos citoplasmáticos. Por medio de la secreción del colágeno precursor, las células producen y nutren la matriz dentinal en desarrollo, en la primera dentina formada cerca de la UDE (unión dentino - esmalte), los túbulos de la dentina periférica forman un 96% del área de superficie. Los túbulos tienen 0.8 micrómetros de diámetro y constituyen el 4% del área de superficie de la dentina periférica, unos 20,000 túbulos/mm², además hay ramificación terminal de los túbulos a lo largo de la dentina periférica con conexiones espaciadas regularmente o canalículos entre los túbulos y los procesos celulares constituyen un sistema altamente interconectado, esto puede explicar porque la dentina superficial, desde los receptores nerviosos pulpares más remotos es más sensible que en la dentina más profunda, aún con un estímulo tan localizado como el explorador.

Dentina Interna

La dentina cerca de pulpa es diferente a la que se encuentra cerca de la UDE, diferencias que afectan su permeabilidad, los odontoblastos convergen concéntricamente para terminar una capa única estrechamente formada en la pared de la cámara pulpar, la distancia entre los centros de los túbulos es la mitad con respecto a los túbulos en la UDE, además puede

tener 65,000 túbulos/mm², la matriz forma un 12% del área de superficie y los túbulos tienen un diámetro mayor, 2.5 a 3.0 micrómetros, como resultado, la dentina cercana a la pulpa es ocho veces más permeable que la dentina próxima de la UDE.

Brännström y colaboradores propusieron una teoría basada sobre la dinámica del flujo capilar de los túbulos dentinarios llenos con fluidos, el flujo del fluido tubular es producido mediante la aplicación de estímulos tales como evaporación de aire, frío, calor, estímulos osmóticos como el contacto con fluidos ricos en azúcar o la presión táctil. La presión hidrostática, desplaza cuerpos celulares odontoblásticos y estrecha las ramas terminales entrelazadas del plexo nervioso para permitir la entrada del sodio y la despolarización, el conocimiento de que la dentina permeable es dentina sensitiva puede ayudar al odontólogo en prevenir la molestia postoperatoria asociada con la preparación dentaria.

Consideraciones Funcionales

La dentina es un tejido vital que proporciona una base elástica para el esmalte frágil. Junto con la dentina radicular, la cual está cubierta con cemento, forma la mayor parte del diente y es una cubierta protectora de la pulpa, es un tejido vital sin suministro vascular o inervación y es capaz de responder a los estímulos externos térmicos, químicos o táctiles.

Toda la resistencia y rigidez son proporcionados por un sustrato dentinario intacto, la deformación elástica y la excesiva flexión cuspidéa son factores etiológicos que contribuyen para lesiones como una abrasión / erosión Clase V, pérdida de restauraciones adhesivas a nivel del cuello, fractura marginal, ⁽³³⁾ falla por fatiga, propagación de grietas y fracturas. ⁽³⁴⁾

Para preservar la rigidez coronal, se recomienda un recurso restaurador conservador que combine la remoción localizada de la caries, colocación de una restauración adhesiva, y la colocación de sellante; en grandes preparaciones se debe considerar la colocación de otro tipo de restauración, que además de ser funcional proteja al diente.

La permeabilidad se relaciona con su función protectora;- cuando la capa de cemento o esmalte se pierde los túbulos quedan expuestos y llegan a ser conductos entre la pulpa y el medio oral externo, así como los dientes restaurados están en riesgo por medio del fenómeno de la microfiltración, entre material restaurador y pared cavitaria.

Los conductos hasta el medio oral externo se extienden hasta una exposición pulpar, poniendo al diente en riesgo de una inflamación pulpar y de la sensibilidad.

Existe sensibilidad a los estímulos térmicos, táctiles, químicos y osmóticos a lo largo de sus 3.0 hasta 3.5 micrómetros de espesor, la dentina no está vascularizada ni innervada, excepto para un 20% de túbulos que tienen fibras nerviosas penetrando la capa de dentina interna por no más de unos pocos micrones, el odontoblasto y su proceso como receptor de estímulos.

La membrana celular de los odontoblastos no es conductiva y hay conexión no simpática entre la célula odontoblástica y las ramas terminales adyacentes del plexo nervioso pulpar.

1. 3. PULPA

Estructura

La pulpa dental posee un 75% de agua y 25% de sustancia orgánica, es un tejido conectivo fibroso viscoso de fibras colágenas y sustancia fundamental soportando a las estructuras celulares vitales, vasculares y nerviosas del diente, único tejido conectivo cuya vascularización está proporcionada a través de un foramen apical abierto y resguardada dentro de las paredes dentinarias rígidas, sin la ventaja del suministro sanguíneo colateral o de expansión del espacio para la inflamación que acompaña a la típica respuesta inflamatoria del tejido, la posición protegida y aislada de la pulpa desmiente la idea de que es un tejido resiliente y sensitivo con un gran potencial para sanar.

El tejido pulpar se describe en zonas histológicamente distintas: un núcleo pulpar periférico más interno, zona rica en células, zona acelular y la capa periférica odontoblástica.

El núcleo pulpar radicular y el coronal es sustancia fundamental, una matriz de proteína amorfa rodeada por fibras de colágeno y canales de suministro vascular y sensorial, los componentes neurales y vasculares se dividen y multiplican en zonas subodontoblásticas, se combinan en un tronco principal para pasar a través del núcleo pulpar o foramina apical.

La matriz y el colágeno están formados y mantenidos por un retículo disperso de células fibroblásticas interconectadas.

Fibroцитos y células mesenquimáticas indiferenciadas están particularmente concentradas en la pulpa coronal externa para formar la rica zona celular hasta la capa periférica de células odontoblásticas.

Las células mesenquimáticas y fibroцитos son capaces de acelerar la diferenciación mitótica y producción de matriz de colágeno para servir como sustitutos funcionales para las células odontoblásticas destruidas, las cuales son responsables de la producción de dentina reparadora, un estrato denso y capilarmente extenso y el plexo nervioso forman la zona

acelular que separa la rica zona celular y periféricamente a los cuerpos celulares de la capa odontoblástica.

El sistema circulatorio suministra el oxígeno y los nutrientes que disuelven y difunden a través de la sustancia fundamental viscosa, así como también remueve productos de desecho como dióxido de carbono, los subproductos de la inflamación o la difusión de productos que pueden penetrar a través de la dentina.

Los nervios dentales son fibras autonómicas eferentes que regulan el flujo sanguíneo o nervios sensoriales aferentes derivados de la segunda y tercera división del quinto par craneal (trigémino), los nervios se clasifican de acuerdo a su propósito; se han identificado nervios grandes y con una alta velocidad de conducción A- β con función propioceptiva, la mayoría de los nervios sensoriales interdentes son nervios A- δ mielinizados que tienen velocidades de conducción de 13.0 m/s y baja sensibilización del umbral para reaccionar al fenómeno de reacción hidrodinámica, su activación resulta en una intensa, nítida y punzante sacudida. ⁽³⁵⁾

Las fibras C son menores y su velocidad de conducción es de 0.5 a 1.0 m/s y sólo son activadas por un nivel de estímulo capaz de crear destrucción del tejido, así como altas temperaturas o pulpitis, resistentes a la hipoxia, no son afectadas por la reducción del flujo sanguíneo o alta presión, su activación produce un dolor difuso, quemante, o pulsátil, también el paciente puede tener la dificultad de localizar al diente afectado. ⁽³⁶⁾

Capa odontoblástica es el componente externo de la pulpa y produce matriz dentinaria primaria y secundaria, controlan o afectan mineralización peritubular y esclerosis como mecanismo de defensa, las células odontoblásticas están interconectadas con un tercer tipo de interfase intercelular que proporcionan la transferencia de señales químicas y electrónicas que permitan respuesta coordinada y la reacción de la capa odontoblástica, que además

como respuesta protectora media el paso de los fluidos tisulares y de moléculas entre pulpa y dentina.

Consideraciones Funcionales

La pulpa dental cumple diferentes funciones ⁽³⁷⁾ es formadora, creando dentina primaria y secundaria así como también la respuesta protectora o la dentina reparadora, es nutritiva proporcionando el suministro vascular y medio de transferencia de la sustancia fundamental para las funciones metabólicas y el mantenimiento de la células y de la matriz orgánica, es sensitiva transmitiendo la respuesta dolorosa aferente (nocicepción) y la respuesta propioceptiva y por último es protectora, respondiendo a los estímulos inflamatorios y antigénicos y removiendo sustancias perjudiciales a través de su circulación y de los sistemas linfáticos.

1. 4. SALIVA

La saliva se define como "el líquido secretado por las glándulas salivales que empieza la digestión de la comida", la saliva, sin embargo, es más que un simple líquido corporal y no tiene función limitada, las funciones de la saliva las aprecian mejor los individuos que tienen función salival disminuida o xerostomia, estos sufren aumento de caries y enfermedad periodontal; su mucosa bucal está constantemente irritada e inflamada, es difícil masticar y deglutir la comida y se les afecta el gusto, esto señala la capacidad protectora de la saliva.

Estructura

La saliva que baña la cavidad bucal es fundamentalmente una mezcla de secreciones de las glándulas mayores (parótida, submandibular y sublingual) y las muchas menores (labial, bucal, glosopalatina y lingual). La saliva contiene bacterias y sus productos, tales como los ácidos orgánicos y las enzimas, células epiteliales, restos de comida y los componentes del líquido del surco gingival.

Las glándulas salivales se componen de acinos, conductos y estroma, los primeros se componen de dos tipos de células: mucosas que secretan mucinas viscosas y serosas que secretan líquido menos viscoso. Las glándulas parótidas tienen exclusivamente células serosas; las sublinguales y menores contienen sobre todo las de secreción mucosa y las submandibulares son mixtas. Las células acinares producen la mayor parte de macromoléculas y agua que se encuentran en las secreciones salivales y participan en el transporte de sal, las células que delimitan los conductos secretorios también aportan componentes a las secreciones y ayudan a regular el contenido electrolítico de la saliva, la estimulación de los tejidos, produce liberación de componentes contenidos dentro de gránulos secretorios en los conductos.

La secreción de saliva es influida por los reflejos gustatorios y masticatorios, además recibe el efecto de factores secundarios como el grado de hidratación corporal, posición del cuerpo, ritmos circadianos (el flujo máximo se presenta en la tarde y el mínimo durante el sueño), factores físicos y emocionales, enfermedades, factores hormonales y fármacos, el promedio normal de flujo salival sin estimulación es de 0.3 a 0.5 ml por minuto, cuando se estimula el flujo antes y durante la comida, puede aumentar a más de 1 a 3 ml por minuto lo que permite una producción de 1 a 1.5 L por día, el 85 a 90% de la saliva estimulada se deriva de las glándulas parótida y submandibular, 5% de las sublinguales y de 5 a 10% de las menores.

Cada glándula salival tiene una secreción característica y compleja de electrolitos, proteínas, glucoproteínas y lípidos y cada uno difiere del plasma. Los componentes inmunitarios y no inmunitarios de la saliva (Ig A secretora) aportan una barrera protectora contra sustancias y patógenos extraños, las células acinares tienden a producir grupos o familias de moléculas, mientras que las del conducto y estroma producen especies únicas.

Consideraciones Funcionales

Las "Mucinas" son glucoproteínas de peso molecular alto constituidas por más de 40% de carbohidratos, se han identificado dos mucinas diferentes en la saliva submandibular y sublingual, que se llaman glucoproteína-mucina 1 (MG1) y glucoproteína-mucina 2 (MG2), la MG1 tiene un peso molecular mayor y MG2 es mucho más pequeña, las propiedades viscoelásticas de la mucinas ayudan a formar el bolo alimenticio, para una masticación y deglución eficaces, sin embargo, las diferencias estructurales entre las dos mucinas indican que pueden participar en funciones diferentes.

Proteínas ricas en prolina y glucoproteínas, es una superfamilia de unos 20 miembros fosfoproteínas básicas y ácidas y glucoproteínas básicas que se caracterizan por su contenido de aminoácido, de 75 a 85% de prolina, glutamina y glicina. Estas moléculas

representan una cantidad sustancial del total de proteínas salivales; las fosfoproteínas ricas en prolina pueden fijar calcio, tienen afinidad por la hidroxiapatita y forman parte de la cutícula adquirida del esmalte, pueden evitar la precipitación de las sales de fosfato-calcio y así proteger la superficie dental de la desmineralización y formación de cálculo.

Histatinas y estaterina, familia de péptidos básicos pequeños caracterizados por gran contenido de histatina, se identificaron siete miembros, uno está fosforilado, estas forman parte de cutícula adquirida del esmalte e inhiben la precipitación de sales de fosfato de calcio y en la actualidad muestran actividades bactericidas y funguicidas.

Las Histatinas impiden el desarrollo de *Candida Albicans*., y éstos péptidos básicos ayudan a mantener un pH relativamente neutral en la cavidad bucal.

La estaterina es un fosfopéptido rico en tirosina molécula fija calcio, con afinidad por hidroxiapatita y desempeña función en la desmineralización al obstaculizar la precipitación de sales de fosfato de calcio.

Cistatinas son un grupo diverso de inhibidores tiolproteasa que se encuentran en varios tejidos y líquidos corporales, entre ellos la saliva, por lo menos siete están presentes en la saliva difieren en peso molecular, carga y grado de fosforilación, las cistatinas pueden desempeñar una función en los procesos de remineralización / desmineralización y evitar el crecimiento y actividad de la tilo-proteasa de los patógenos bucales.

Alfa-amilasas, es la enzima más abundante de la saliva se divide en grupo glucosilados o no glucosilados, durante mucho tiempo se pensó que la función principal de esta metaloenzima que requiere calcio era la preparación de almidones para la digestión para productos finales de glucosa y maltosa, su habilidad de obstaculizar el crecimiento de *Neisseria gonorrhoeae* su presencia en la cutícula adquirida del esmalte y su capacidad de fijar el *Streptococcus sanguis* indican una función en la colonización microbiana bucal.

Peroxidasas Salivales, consta de la enzima peroxidasa, el ion tiocianato y peróxido de hidrógeno ésta puede causar intoxicación directa con sus productos en gran variedad de microorganismos que incluyen el *Streptococcus mutans*, también neutraliza efectos nocivos del peróxido de hidrógeno, eficaz para reducir la producción de ácidos mediante la placa dental estimulada por la glucosa y suprime la glucosa que toma el *S. Mutans*.

Anhidrasas carbónicas, estas metaloenzimas de zinc constituyen una familia de por lo menos seis isoenzimas diferentes y producen la hidratación reversible del bióxido de carbono, tiene probablemente función en la formación del bicarbonato y así contribuye a la capacidad amortiguadora de la saliva.

Productos de conducto y estroma

Lactoferrina, glucoproteína donde la función probable de la lactoferrina en la cavidad bucal es antimicrobiana y se debe en parte a su habilidad de secuestrar el hierro, además de un efecto bactericida directo independiente del hierro, en diversas cepas de estreptococos mediado por un sitio blanco aniónico para lactoferrina en la superficie de estos microorganismos.

Lisozima (muramidasa), proteína básica, que lisa las paredes celulares de las bacterias grampositivas, así como también mata bacterias insensibles a su actividad muramidasa, la combinación de lisozimas con mucinas aporta un mecanismo por el que la enzima lleva a cabo su función en diversas interfases hísticas, además la lisozima también agrega ciertas bacterias, con lo cual las elimina de la cavidad bucal.

IgA secretoria, glucoproteína e inmunoglobulina predominante en todas las secreciones mucosas, entre ellas la saliva, en general las inmunoglobulinas secretorias participan en la regulación local de los antígenos del entorno al aportar una primera línea de defensa, vía recursos inmunológicos en la cavidad bucal, la capacidad de la IgA para fijar antígenos es un proceso benéfico, ya que la agregación local de microorganismos bucales evita su adhesión

a la superficie de tejido duro y blando y así impide la invasión microbiana infrasuperficial a los tejidos más profundos del huésped, la presencia de anticuerpo local también funciona en la neutralización viral y replicación en las superficies bucales así como neutralización y eliminación de toxinas y antígenos del alimento.

Calicreína, glucoproteína proteasa serina que puede separar péptidos a partir de proteínas y cistatinas ricas en prolina, respectivamente. Este proceso postraslacional de los productos de las células acinares se lleva a cabo en el conducto secretorio antes de que las moléculas entren en la cavidad bucal.

Fibronectina, glucoproteína que se encuentra en superficies celulares, membranas basales, matrices extracelulares y tejido conjuntivo, así como gran variedad de líquidos corporales que incluyen suero y saliva, impide la adhesión de patógenos posibles como *Pseudomonas aeruginosa*. Además la combinación de fibronectina con moléculas salivales puede evitar la colonización epitelial de bacterias gramnegativas tales como *Escherichia coli*.

Cutículas Dentales

La cutícula se define como una biopelícula delgada. Antes se creía que la película salival se formaba en la boca en una superficie dental limpia y se denominó cutícula adquirida del esmalte, la inspección de ésta cutícula adquirida revela una capa delgada, amorfa, electrodensa, inmediatamente adyacente a la superficie dura, el grosor de esta cutícula varía de sitio a sitio, pero se ha informado que va de 1 a 2 micrómetros.

Cutícula Temprana se forma rápido en una superficie dental limpia se caracteriza por ausencia de bacterias y sus productos, se encuentra compuesta de proteínas y glucoproteínas. La formación de cutícula entraña una combinación de fuerzas físicas entre las superficies bucales y los componentes orgánicos e inorgánicos de los líquidos que la rodean, ya que el esmalte limpio tiene más grupos accesibles de fosfato que iones de calcio, la adsorción de éstas moléculas en ésta superficie engloba la interacción de estos grupos de

fosfato con los de iones de calcio en saliva para formar puentes con grupos de carga negativa en los componentes del líquido del surco y saliva.

Las funciones protectoras de la cutícula temprana coinciden con las de la saliva, protegen de la desecación de superficies subyacentes, las glucoproteínas en las cutículas tienen una función en la lubricación al disminuir las fuerzas de fricción entre las superficies dentales ocluyentes al deslizarse una contra otra, las cutículas concentran de manera selectiva sustancias antimicrobianas, inmunoglobulinas, lisozimas y cistatinas, las fosfoproteínas en las cutículas participan en la remineralización-desmineralización para controlar la solubilidad de las superficies mineralizadas y prevenir la formación de cálculo.

Cutícula Tardía

Con el tiempo la cutícula temprana se convierte en tardía, ya que hay modificación de constituyentes, la formación de la cutícula tardía con probabilidad incluye más interacciones, esta modulación estructural produce componentes salivales modificados en la cutícula o deposición de componentes modificados a partir de la saliva, la cual aporta receptores para la adhesión de adhesinas o proteínas fijadoras en las bacterias bucales como la lecitina fijadora de galactosa.

Estudios muestran que la presencia de productos bacterianos sirven como adhesinas que facilitan la adhesión del microorganismo a la superficie dental, estos mecanismos son importantes para la colonización inicial y conversión posterior de la flora bucal de una dominada por bacterias grampositivas en estado de salud, a una dominada por bacterias gramnegativas en enfermedad mediada por placa.

Contaminación Salival

La microfiltración es la tendencia de los microorganismos, fluidos y otras sustancias a penetrar a través de la interfase diente – restauración, produciendo dolor postoperatorio, el

desarrollo de caries secundaria, pigmentación en la interfase y hasta reacciones pulpares irreversibles.

En las instrucciones del producto (Dyract - AP y Compoglass – F) secar el esmalte fue un concepto tradicional y necesario para la buena adhesión, pero cuando ha sido contaminada con saliva ésta facilita la absorción de los contenidos de la saliva y reduce la energía superficial del esmalte tornándola menos favorable para la adhesión. Esos cambios pueden ocurrir con una exposición por periodos cortos, aún incluso con un segundo lavado con agua, que fuese realizado después de la exposición.

Algunos estudios reportan que esta contaminación salival y un esmalte contaminado disminuye significativamente la fuerza de adhesión del material restaurador al esmalte. Sin embargo, con la aparición de resinas más hidrofílicas con un adecuado sistema de adhesión, esta noción de susceptibilidad de la estructura dentaria a la contaminación salival ha sido cuestionada. ⁽³⁸⁾

Algunas investigaciones han reportado que el uso de agentes adhesivos debajo de los selladores de fosetas y fisuras contaminados con saliva, presentan fuerzas de adhesión equivalentes a las obtenidas con el adhesivo del sellador aplicado en esmalte limpio y grabado con ácido. En estudios recientes de contaminación salival en dentina usando un limitado número de muestras, la fuerza de adhesión de Prime & Bond y compómero Dyract no se vio afectada por la contaminación salival.

Otro estudio fue para probar Prime & Bond 2.0 usando aire para secar la dentina y esta contaminación no tuvo efecto significante excepto cuando la saliva fue secada, aunque cabe mencionar que la microfiltración en una clase V, fue mayor en la zona gingival a diferencia del margen oclusal, además de que se presentó en mayor cantidad en Dyract AP/Prime&Bond 2.1 que en Compoglass-F/Syntac SC. ⁽³⁹⁾

Estos resultados fueron confirmados por Hitt Feigal y Fritz. ^(39, 40)

El valor de fuerza de adhesión y las propiedades que los fabricantes reportan en su producto, puede no ser exactamente la que el material muestre en el desempeño clínico. La microfiltración puede ser un factor útil y de gran importancia para valorar los materiales de uso actual en la práctica odontológica, de manera comparativa, tomando en cuenta aspectos cualitativos y cuantitativos de éstos, ya que pueden provocar irritación pulpar, decoloración dental, caries secundaria, y eventualmente el fracaso clínico de la restauración. Un estudio donde se evaluó la diferente fuerza de adhesión en una superficie acondicionada del compómero a esmalte de un diente primario y a un diente permanente, hubo mayor adhesión en una diente permanente que en un diente primario y es aún mayor sobre una superficie que ha sido acondicionada. ⁽⁴¹⁾

En un estudio se hizo evaluación después de 24 meses entre Hytac y Dyract; ambos compómeros mostraron un buen desempeño en restauraciones clases II en dientes primarios, el bajo porcentaje de fracaso, incluso en población con alto índice de caries, sugiere que son una alternativa conveniente en lugar de la amalgama. ⁽⁴²⁾ Como ya lo había confirmado anteriormente, el estudio realizado por Papagiannoulis. ⁽⁴³⁾

Los compómeros son materiales que se comportan diferente a un ionómero y a una resina, aunque los compómeros son resinas poliácidas modificadas, poseen propiedades físicas de valores más bajos que las resinas convencionales, por ello es necesario realizar más investigación en cuanto a sus propiedades físicas y comportamiento clínico. El papel de las fibras de colágena en la adhesión a dentina aun no ha sido claramente establecida por lo que algunos estudios evaluaron la microfiltración existente en la interfase resina dentina y resina esmalte en restauraciones Clases V después del grabado de esmalte y dentina con ácido fosfórico seguido de una desproteínización con hipoclorito de sodio al 5% para ayudar a la formación de la capa híbrida, en este estudio se demostró mayor filtración sobre el margen gingival que sobre el margen oclusal. Tay (1995) reportó la formación de la capa

híbrida en cemento. Cagidiaco (1997) concluyó que la filtración observada sobre el margen cervical puede ser relacionado a la ausencia de túbulos dentinarios en el margen cervical. El relativamente bajo número de túbulos y además el esmalte presente en el margen cervical es usualmente delgado, aprismático y es menos receptivo a la adhesión, cuando la resina es polimerizada ésta se contrae quedando con mayor debilidad el área del margen gingival y con mayor susceptibilidad a la microfiltración. ⁽⁴⁴⁾

CAPÍTULO II

2. PRINCIPIOS DE LA ODONTOLOGÍA ADHESIVA

La Odontología Estética busca la belleza natural y la armonía con la naturaleza, con el objetivo de ser funcional y embellecedora. La estética dental se relaciona con el carácter y la personalidad, así como la apariencia propia. ^(45, 46, 47)

El arte de la odontología restauradora proviene de los esfuerzos para optimizar el color, textura, translucidez y forma del esmalte con materiales dentales sintéticos tales como las resinas compuestas o la porcelana.

Los principios de adhesión se conocen desde hace mucho tiempo; sin embargo la unión duradera entre el material y el soporte dentario sigue siendo un objetivo por alcanzar.

Entre el diente y la restauración se dan tres tipos de adherencia posibles.

2. 1. TIPOS DE ADHESIÓN

2. 1. 1. Adherencia Física

Intervienen uniones moleculares, conocidas como fuerzas de Van der Waals, originadas por interacciones generadas por la formación de momentos dipolares en el seno de un átomo o de una molécula. Este tipo de adhesión se basa en el fenómeno de impregnación del sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto 0, formado por la superficie del líquido y la interfase líquido-sólido, la impregnación depende de la energía superficial del sustrato que debe de ser elevada en el diente y de la tensión superficial del adhesivo, que debe ser baja: la tensión superficial debe ser menor que la energía de superficie.

Los enlaces físicos o secundarios son incapaces de asegurar por sí solos una unión a largo plazo, ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase, por lo que es necesario encontrar enlaces primarios o bien una retención mecánica.

2. 1. 2. Adherencia Mécánica

Es consecuencia de la penetración del material en las irregularidades de la superficie. En este principio se fundamenta la técnica descrita por Bounocore en 1955, basada en los efectos del grabado ácido del esmalte. Una solución acuosa ácida en contacto con el esmalte determina la aparición de anfractuosidades, de uno 20 micrómetros de profundidad media y con forma de microtúbulos, en cuyo seno un agente impregnador de baja viscosidad puede insinuarse y realizarse después de la polimerización un microenclavado, que será la base de la adhesión al esmalte.

La fuerza de adhesión aproximada que es conseguida es del orden de 15 a 20 Mpa.

2. 1. 3. Adherencia Química

Es la adhesión ideal, la hay de tipo primario y se puede realizar en forma de enlaces iónicos o covalentes. El enlace iónico es la transferencia de un electrón de un átomo a otro, cuando dos átomos en contacto tienen electronegatividades muy diferentes, para poder romperlo se necesita una energía de 40 – 50 kcal/mol.

En el enlace covalente se comparte una o varias parejas de electrones a nivel de la capa electrónica de valencia, la energía de ruptura es de 40 – 50 kcal/mol.

Puentes de hidrógeno son un punto intermedio entre los enlaces químicos y los físicos.

El átomo de hidrógeno es una estructura dipolar que puede realizar un enlace con otro átomo dipolar determinando así un puente de hidrógeno.

VENTAJAS DE LAS RESTAURACIONES ADHESIVAS

- * Conservación, adhesión y prevención a la estructura dentaria
- * Estética
- * Restitución anatómica

* Protección de la vitalidad pulpar

* Estabilidad e Integridad y Adaptación Marginal

2. 2. ADHESIÓN A LOS TEJIDOS DENTARIOS

La palabra adhesión es derivada del latín *adhaerere* que viene de *ad*, o para y *haerere*, o pegarse, adhesión o enlace es la unión de una sustancia a otra. La superficie o sustrato que es adherida es llamada adherente, agente adhesivo o sistema adhesivo, se define como el material que cuando es aplicado, a superficies de sustancias, puede unirlos, resistir la separación y transmitir cargas a través de la unión. La resistencia adhesiva o la resistencia al enlace es la medida de la capacidad para soportar la carga del adhesivo. El período de tiempo durante el cual la unión permanece efectiva es referida como durabilidad.

La adhesión se refiere a las fuerzas o energías entre los átomos o moléculas en una interfase que mantiene juntas dos fases, si la unión falla en la interfase entre los sustratos, el modo de falla es referido como adhesivo, pero si la falla ocurre en uno de los sustratos pero en la interfase es referido como cohesivo, frecuentemente la falla es mixta.

Se han desarrollado cuatro teorías diferentes para atribuir el fenómeno de adhesión observado ⁽⁴⁸⁾:

1. Teorías mecánicas establecen que el adhesivo solidificado trava micromecánicamente con irregularidades de la superficie del adherente.
2. Teorías de adsorción abarca todo tipo de uniones químicas entre el adhesivo y el adherente, incluyendo fuerzas de valencia primarias (iónica y covalente) y secundarias (hidrógeno, interacción bipolar, y dispersión London).
3. Teorías de difusión proponen que la adhesión es el resultado de la unión entre moléculas móviles, donde los polímeros de cada lado de una interfase pueden

atravesar y reaccionar con moléculas en el otro lado. Eventualmente, la interfase desaparecerá y las dos partes se volverán una sola.

4. Teorías electrostáticas establecen que se forma una capa doble eléctrica en la interfase entre un metal y un polímero, haciendo una certera contribución todavía oscura, a la resistencia de unión.

2. 2. 1. Principios de Adhesión

Los requisitos para la adhesión es que los dos materiales que van a ser unidos deben estar suficientemente cerca y en relación íntima, suficiente humectación del adhesivo la cual solo ocurrirá si su tensión superficial es menor que la energía superficial libre del adherente, y de acuerdo a la teoría de humectación y energía superficiales libres, la adhesión al esmalte es mucho más fácil de lograr que la adhesión a la dentina, el esmalte contiene hidroxiapatita, la cual tiene una alta energía superficial, mientras que la dentina está compuesta de dos sustratos hidroxiapatita y colágeno la cual tiene una energía superficial baja.

El medio oral de la superficie dentaria está contaminada por una película de saliva orgánica con tensión superficial baja e igualmente, la instrumentación del sustrato dentario durante la preparación cavitaria produce una capa de desecho con una energía superficial baja, por lo que la superficie dentaria natural debe ser limpiada vigorosamente y pretratada antes de los procedimientos adhesivos para aumentar su energía superficial y hacer más receptivo el enlace.

La adhesión reduce la microfiliación en la interfase diente-restauración, la prevención de la microfiliación o el ingreso de los fluidos orales y las bacterias a lo largo de la pared cavitaria, reduce los problemas clínicos tales como la sensibilidad postoperatoria, pigmentación marginal y caries recurrente, todas las cuales pueden perjudicar la longevidad clínica de los esfuerzos restauradores. ⁽⁴⁹⁾

Las restauraciones adhesivas transmiten mejor y distribuyen las fuerzas funcionales a través de la interfase del enlace hasta el diente y tienen el potencial de reforzar la estructura dentaria debilitada.

Los primeros intentos para unir las resinas a la dentina grabada fueron relativamente poco exitosos debido a la variabilidad del sustrato dentinario, al deterioro hidrolítico de los agentes de enlace o la interferencia con una pegajosa capa de desecho, membrana semipermeable orgánica sobre la superficie dentinaria preparada. Los sistemas de adhesivos dentinarios más novedosos remueven la capa de desecho para penetrar las fibrillas de colágeno expuestas, graban hasta 5 micrómetros en profundidad de la superficie dentinaria intertubular y desmineralizan las paredes peritubulares. La resina con enlace hidrofílico entonces forma una interdifusión de profundidad limitada o zona híbrida de enlace micromecánico entre la restauración de resina compuesta y la dentina.

La adhesión al esmalte se resuelve parcialmente por la adherencia mecánica, la adherencia a la dentina sin embargo, sólo puede obtenerse con un enlace químico, las dificultades siguientes a la preparación de los procedimientos de adhesión a la dentina se relacionan con las diferencias fundamentales de estructura entre los dos tejidos.

2. 2. 2. Adhesión a Esmalte

Se logra a través del grabado ácido de este sustrato que aumenta su área de superficie para el enlace; ésta técnica fue invención de Bounocore en 1955, el grabado del esmalte transforma la superficie lisa del esmalte en una superficie irregular con una alta energía superficial dos veces más que el esmalte sin grabar, así el agente de enlace al esmalte humecta la superficie de alta energía y es llevado dentro de las microporosidades mediante atracción capilar. La unión entre el esmalte y el material restaurador es establecida por la polimerización de los monómeros dentro de las microporosidades y mediante

copolimerización de los remanentes enlaces dobles carbono-carbono con la fase matriz del material restaurador que produce fuertes enlaces químicos.

Hay dos tipos de proyecciones del material adhesivo restaurador: macroproyecciones que son formadas circularmente entre las periferias del prisma del esmalte y microproyecciones que están formadas en los núcleos de los prismas del esmalte, las microproyecciones contribuyen en la mayoría de la resistencia de enlace debido a su mayor cantidad y mayor área de superficie.

El efecto de grabado ácido sobre el esmalte depende de diferentes parámetros como el tipo y concentración del ácido, tiempo y forma del agente de grabado (gel, semigel, o solución acuosa), tiempo de lavado, forma en que el grabado es activado, si el esmalte es instrumentado, composición química y condición del mismo, en dientes primarios o permanentes, si está estructurado por prismas o aprismático, si es fluoridizado, desmineralizado o pigmentado. La resistencia de unión de un esmalte grabado con ácido fosfórico promedia 20 Mpa y se piensa que es suficiente para resistir la fuerza de contracción que acompaña la polimerización.

La completa remoción del ácido y de los fosfatos de calcio disueltos y la preservación de un campo grabado limpio sin humedad y contaminación por saliva son cruciales para la longevidad de la unión resina - esmalte.

En el caso de adhesión a esmalte, un agente adhesivo es unido principalmente por la traba micromecánica con las irregularidades de la superficie del sustrato grabado, un tipo micromecánico de adhesión también se cree que ocurre cuando está involucrada la dentina.

2. 2. 3. Adhesión a Dentina

La adhesión a esmalte es lograda fácilmente, pero el desarrollo de una unión a dentina ha sido todo lo contrario. En dentina la profundidad de desmineralización de la

superficie depende de varios factores, como el tipo de ácido, tiempo y concentración del ácido, pH y componentes del agente así como parámetros de osmolaridad y viscosidad, la profundidad de la desmineralización también parece ser dependiente de la distancia entre los túbulos, mientras más cercanos están los túbulos, más profunda es la desmineralización. La desmineralización cambia la energía superficial libre de la dentina.

Bounocore y Quigley usaron ácido glicerosfórico y dimetacrilato en su experimento. ⁽⁵⁰⁾

Concluyendo que con los grupos fosfato en el sellado de la cavidad parecía ideal para la combinación química con los constituyentes de la dentina, confirmando lo hallado por Kramer y Mclean, esta idea permanece así, ya que en los 50's los adhesivos dentinarios estaban basados en metilmetacrilato. ⁽⁵⁾ Este último proporcionaba baja resistencia a la abrasión, la permeabilidad de los márgenes y una tendencia a la tinción. Otros estudios mostraron que la adhesión del fosfato supuestamente formada con los iones de calcio de la superficie dentinaria no era de una naturaleza que perdurara y eran hidrolíticamente inestables, un problema aún latente con los adhesivos dentinarios.

Desarrollo de adhesivos dentinarios:

"Adhesivos de primera generación" (1956), éste agente adhesivo dentinario teóricamente unió al esmalte y dentina mediante quelación por calcio sobre la superficie dentaria y había mejorado la resistencia al agua. ⁽⁵¹⁾

Este tipo de resina era hidrofóbica y se colocaba sin tratar la dentina.

"Adhesivos de segunda generación" (1978), los cuales tenían resistencia de unión modesta, tenía una inadecuada estabilidad hidrolítica en el medio oral y su principal adhesión estaba en la capa de desecho en lugar de la dentina subyacente. La presencia de una capa de desecho intermedia evita el contacto íntimo resina - dentina, lo cual es un prerrequisito para cualquier reacción química, basado en resinas hidrofóbicas e hidrofílicas.

⁽⁵²⁾

“Adhesivos de tercera generación”, estos fueron apoyados por la filosofía japonesa de grabar dentina para remover la capa de desecho, desaprobada en América y Europa en los años 80's debido a que podían producir inflamación pulpar. Lo que se postuló fue que la dentina grabada podría proporcionar retención micromecánica para la resina compuesta restauradora permitiendo la penetración del agente adhesivo dentro de los túbulos dentinarios abiertos, pero el fluido dentinario impidió la unión micromecánica de resinas hidrofóbicas, basado en el concepto de grabado total de John Kanca y los adhesivos que contenían componentes largos hidrófobos y cortos hidrofílicos, para permitir la penetración en la dentina intertubular e intratubular. La subsecuente aplicación de una solución de acetona, mejoró la adhesión hasta niveles de importancia clínica, la microrretención creada por el grabado de la dentina probablemente contribuye más a la adhesión que a la precipitación, sin embargo el precipitado puede interferir con la interacción del adhesivo y la dentina.

“Adhesivos de cuarta generación” para la capacidad adhesiva y responsable de la efectividad clínica mejorada de los sistemas adhesivos actuales es el pretratamiento de la dentina con acondicionadores y/o imprimadores que hacen al sustrato dentinario heterogéneo e hidrofílico más receptivo a la adhesión, un paso final de los modernos adhesivos involucra la aplicación de una resina adhesiva de baja viscosidad, sin relleno o semirrellena, que copolimeriza con la capa de superficie dentinaria acondicionada y simultáneamente ofrece receptores adhesivos para la copolimerización con la resina compuesta restauradora.

Hibridización o capa híbrida se da después de una desmineralización de la superficie dentinaria por medio del grabado total, exponiendo la red de fibrillas colágenas con microporosidades interfibrilares que se vuelven interdifusas con monómeros de baja viscosidad, de la capa híbrida se describen 3 capas la 1ª superior es una fase densa que se

especula es zona de colágeno desnaturalizado, la parte media de la capa híbrida tiene fibrillas colágenas transversales y seccionadas longitudinalmente separadas por espacios libres, la base de la capa híbrida se caracteriza por una transición gradual hasta la dentina subyacente inalterada, con una zona desmineralizada de dentina conteniendo cristales de hidroxiapatita envueltos por resina. (Nakabayashi, 1982).⁽⁵³⁾

También cabe mencionar que el acondicionamiento ácido progresivo puede causar el fracaso de la unión a largo plazo debido a la desnaturalización de las fibrillas de colágena, otro parámetro para la resistencia y durabilidad del enlace resina-dentina es el grado de conversión de polimerización de la resina que ha infiltrado la zona superficialmente desmineralizada de la dentina.

“Adhesivos de quinta generación”, son los sistemas llamados de un solo paso o monocomponentes.

“Adhesivos de sexta generación”, son adhesivos sin utilizar ácido grabador y la conservación del lodo dentinario.

2. 2. 4. Condiciones que afectan adhesión a Tejidos Dentarios

La resistencia y durabilidad de las uniones adhesivas dependen de varios factores importantes tales como las propiedades fisico-químicas del adherente y adhesivo, propiedades estructurales del adherente, el cual es heterogéneo, la formación de contaminantes de la superficie durante la preparación cavitaria, el desarrollo de fuerzas externas que impiden el proceso de adhesión y sus mecanismos de compensación, y el mecanismo de transmisión y distribución de las cargas aplicadas a través de la unión adherida, agregando el medio oral sujeto a humedad, fuerzas físicas, cambios en temperatura y pH, componentes dietéticos, y hábitos masticatorios, se ven involucrados en las interacciones adhesivas entre materiales y tejidos dentarios.

La dentina es un sustrato dinámico sujeto a continuos cambios fisiológicos y patológicos en su composición y microestructura. La dentina que ha sido atacada por aire ha sido sometida a abrasión o erosión, puede ser algo diferente de la dentina sana sin afectar, la dentina sufre esclerosis dentinaria patológica como un proceso de envejecimiento y esclerosis reactiva en respuesta a una irritación suave o lentamente progresiva como abrasión mecánica o erosión química, la dentina terciaria o reparativa es producida en la cámara pulpar justo en el sitio afectado o alterado en respuesta a las lesiones tales como caries, procedimientos dentales o atricción. ⁽⁵⁴⁾

Todas estas transformaciones morfológicas y estructurales de la dentina, inducidas por procesos fisiológicos y patológicos, resultan en un sustrato dentinario que es menos receptivo a los tratamientos adhesivos que la dentina normal. ^(55, 56, 57)

Humedad dentinaria

La permeabilidad y humedad dentinaria interna depende de varios factores como diámetro y longitud del túbulo, viscosidad del fluido dentinario y tamaño molecular de las sustancias disueltas, el gradiente de presión, el área de superficie disponible para la difusión, la luz de los túbulos y la proporción de remoción de sustancias por la circulación pulpar. La variabilidad en la permeabilidad dentinaria hace un sustrato más difícil para unirse que el esmalte, la remoción de capa de desecho crea una superficie de adhesión húmeda en la cual el fluido dentinario exuda desde el túbulo dentinario, el cual afecta la adhesión debido a que el agua compite efectivamente por hidrólisis.

Los primeros agentes adhesivos dentinarios fracasaron debido a que sus resinas hidrofóbicas no eran capaces de aumentar suficientemente el sustrato hidrofílico, además de que se observó que a mayor profundidad mayor humedad y menor adhesión, los adhesivos más frecuentes que remueven la capa de desecho parecen ser menos afectados por las

diferencias en la profundidad dentinaria debido a su capacidad hidrofílica aumentada proporciona mejor adhesión a la superficie dentinaria afectada.

La humedad dentinaria externa o del ambiente afecta negativamente las resistencias de adhesión a la dentina, las resistencias de adhesión obtenidas con la mayoría de los sistemas adhesivos disminuyen a medida que el nivel de humedad en el aire aumenta, además de que algunos sistemas parecen ser más sensibles que otros.

Humectación del adhesivo

La interfase ideal entre el material restaurador y el tejido dentario podría ser uno que simule la unión natural del esmalte con la dentina en la unión dentino - esmalte, el contacto molecular íntimo entre las dos partes es indispensable para desarrollar fuertes uniones adhesivas, esto es que debe humectar lo suficiente la superficie sólida, tener baja viscosidad lo suficiente como para penetrar las microporosidades y desplazar el aire y la humedad durante el proceso de adhesión.

Los acondicionadores actuales contienen monómeros hidrofílicos como agentes de superficie activa para mejorar la humectación de las resinas adhesivas hidrofóbicas, además los solventes en los acondicionadores modernos tales como alcohol o acetona, aseguran adecuada remoción de aire y líquido mediante evaporación rápida.

En la tecnología adhesiva dental, la fase de colágeno de la dentina es un polímero y tanto el acondicionador como la resina adhesiva contienen monómeros de los cuales se espera que penetren la capa de colágeno expuesta para formar un enlace micromecánico.

2. 3. Acondicionamiento Ácido

En el año 1955, Bounocoure, M. ⁽⁵⁸⁾, da conocer que las soluciones de ácido fosfórico al 85% aplicadas al esmalte aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido y que además independientemente del mecanismo que se trate, sabemos

que podemos aumentar la adhesión mediante el tratamiento con ácidos y se cree que tales tratamientos son inofensivos.

Las soluciones de ácido fosfórico, cítrico, fórmico y láctico aplicados a la superficie del esmalte desmineralizan y disuelven la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas, creando poros, surcos y grietas micrométricas que transforman al tejido en un sólido cristalino microporoso.

Los ácidos aplicados, cambian la superficie del esmalte que presentan distintos grados de impurezas y es de baja energía superficial, en un área limpia y de alta energía superficial, que permiten al tejido recibir un agente de enlace, de unión o adhesivo al mismo. ⁽⁵⁹⁾

Los microporos o microsurcos pueden así ser mojados y penetrados por una resina de enlace que quedará retenida físico-mecánicamente en el interior de los mismos.

La alta energía superficial se puede obtener por distintos tipos de agentes químicos como son: quelantes, enzimas, crecimiento microcristalino y principalmente ácidos.

Este tipo de acondicionamiento se produce a un pH muy bajo (0,2), durante un tiempo de aplicación corto, comprendido entre 30 y 60 segundos, éste es el tiempo que determina los efectos más favorables, como es la eliminación de una capa superficial de 3 a 5 micrómetros. Los mejores resultados se obtuvieron mediante el tratamiento con ácidos; dentro de los más utilizados esta la solución de ácido ortofosfórico en concentraciones que varían del 30 al 50% que permite lograr los mejores patrones de desmineralización, ⁽⁶⁰⁾ por un tiempo que varía entre 15 y 25 segundos. ⁽⁶¹⁾ La capa subyacente presenta una estructura heterogénea porosa, después del ataque inicial del cristal por parte del ácido, el cual destruye su centro, la pérdida de la sustancia irreversible que ocurre depende de la concentración del ácido y del tiempo de grabado, por lo que se debe tener en conocimiento que la pérdida es de 5 a 30 micrómetros en superficie y que éste esmalte perdido es irre recuperable. La variación en la orientación de los cristales en relación a la

superficie atacada, determina el modo de destrucción. Silverstone, ⁽⁶²⁾ describió 3 tipos de patrón grabado:

Tipo I, el más frecuente, denominado en nido de abejas, corresponde a la destrucción del esmalte intraprismático.

Tipo II, el menos frecuente, determinado por la destrucción de las zonas interprismáticas, el corazón del prisma se mantiene indemne.

Tipo III, se debe a la coexistencia de los dos tipos precedentes. Se observa una ausencia de relieve, consecuencia de la unión uniforme de los cristales orientados todos ellos según el mismo eje o de un esmalte especialmente resistente a la acción del ácido, los tres tipos pueden encontrarse a poca distancia en un mismo diente.

En las primitivas técnicas de grabado con ácido se aconsejaba aplicar el mismo durante tres o cuatro minutos y se aseveraba que cuando el elemento dentario se contaminaba con sangre o saliva se debía regrabar por un lapso similar.

El alto porcentaje de fracasos que se obtuvieron con estas técnicas, fue debido al exceso en el tiempo de grabado empleado, donde el ácido por capilaridad llegaba a zonas profundas del complejo dentino - pulpar, produciendo lesiones patológicas casi irreversibles.

Como el tiempo de grabado es sumatorio, si un diente se contamina con el medio bucal, no debe ser tocado nuevamente por un ácido, la tendencia actual es utilizar ácido fosfórico al 37% con colores contrastantes que por su alta tensión superficial no presenta fenómenos de capilaridad, impidiendo la penetración a zonas no deseadas y pudiendo el operador delimitar y posicionar el ácido acondicionador solamente en las áreas que así lo requieran.

2. 3. 1. Tiempo de Grabado

Estos patrones ideales de grabado se pueden obtener fácilmente mediante la aplicación de una solución de ácido fosfórico al 37 por 100 durante lapsos que varían entre 15 y 25 segundos, si el tiempo de grabado es mayor se genera un patrón de grabado adamantino el

tipo III, ^(61, 63.) pero este tipo de grabado no tiene la capacidad suficiente para retener en forma efectiva la resina de enlace, por lo que el aumento del tiempo de acondicionamiento es uno de los fenómenos más negativos que inciden a nivel clínico como causa de fracasos, con desprendimientos y desplazamientos de la obturación, además de grandes pérdidas de sustancia en superficie y ampliación de fallas, generando grietas y cracks que comunican la periferia del tejido con la dentina, éste agrietamiento del esmalte es particularmente significativo a nivel del tercio gingival, donde un esmalte de por si minusválido puede llegar a microfracturarse por la contracción de polimerización de los sistemas resinosos compuestos. Existen variaciones en función de la edad y zona estudiada, el relieve conseguido será menos acentuado en dientes jóvenes, especialmente en la zona cervical, debido a la presencia de una fase orgánica más importante que inhibe la disolución, esto disminuye con la edad, en dientes maduros algunas zonas son menos reactivas que otras, dependiendo de la dirección de los prismas en dicha región. Cabe mencionar que el flúor reduce la sensibilidad del esmalte al ácido, ésta inhibición se debe a recambio de iones flúor en los grupos de hidroxiapatita, gracias a los iones el esmalte es menos soluble y por lo tanto menos sensible a un ataque ácido.

La propiedad del flúor ha sido útil en la prevención pero en el momento de realizar un tratamiento con grabado ácido se traduce en una disminución de la profundidad del ataque ácido, con conservación de la superficie de los prismas y de la sustancia interprismática.

En la práctica se deben de considerar ciertas precauciones como:

- Interrupción de todo tratamiento local con flúor
- Utilización de adhesivos más efectivos

El acondicionamiento ácido correctamente aplicado proporciona mayor adaptación de los sistemas resinosos compuestos a las paredes cavitarias, disminuye la filtración marginal, la

pigmentación periférica y otorga retención micromecánica a través de los agentes de unión, eliminando la retención por socavado de las preparaciones cavitarias.

2. 3. 2. Tiempo de Lavado

La disolución y desmineralización del esmalte produce la precipitación de sales solubles e insolubles que deben de eliminarse mediante el lavado, éste es de igual importancia que el tiempo de grabado ya que si no se hace de la forma adecuada, la precipitación de los fosfatos de calcio producirán el taponamiento y contaminación de los microsuros creados por el ácido impidiendo la unión micromecánica.

Un lavado incorrecto hace que el ácido pueda seguir actuando en determinadas zonas cavitarias generando patrones de acondicionamiento tipo III, que dificultan la retención, cuando se aplican soluciones de ácido fosfórico al 37%, un tiempo de lavado de 30 segundos es suficiente para eliminar totalmente el ácido y bloquear su acción, el agregado de compuestos celulósicos tixotrópicos coloreados hace que el tiempo de lavado se aumente a 45 segundos por la gran viscosidad de estos geles que se retienen fuertemente al esmalte.

2. 3. 3. Tiempo de Secado

El esmalte grabado y lavado debe ser secado con aire frío, limpio y seco, durante un lapso de 3 segundos, evitando la deshidratación del tejido, ya que el alcohol, acetona, el tetracloruro de carbono y otros productos usados habitualmente para el secado no deben ser utilizados ya que dejan película superficial de residuos o modifican negativamente la superficie de alta energía periférica lograda, deteniendo los fenómenos de humectación necesarios para el enlace de los sistemas resinosos.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CAPÍTULO III

3. MATERIALES DE RESTAURACIÓN

Después de muchas décadas de controversia científica y no científica, sobre el uso de la amalgama ésta ha decaído y la alternativa del uso de otros materiales adhesivos y estéticos, ha ido en aumento, un ejemplo de ello son los ionómeros de vidrio, las resinas convencionales y los compómeros.

3. 1. IONÓMERO DE VIDRIO

Antecedentes

Desarrollados a comienzos de los 70's por Wilson y Kent (1972) con el fin de obtener un material con mejores propiedades que los cementos de silicato, comercializados en Europa en 1975, fueron el resultado de la combinación de la tecnología de los cementos de silicato y carboxilato de zinc, desde ese tiempo los cementos de ionómero de vidrio han tenido muchas mejoras y fueron desarrollados con el fin de obtener un material con mejores propiedades que los cementos de silicato.

En 1974, el estudio realizado por Mclean y Wilson demostró nuevamente la propiedad preventiva por la liberación de iones flúor, utilizándolo como sellador de foseas y fisuras.

Su composición y estructura, después del endurecimiento de los ionómeros de vidrio actuales, les confieren propiedades mecánicas y fisicoquímicas interesantes, son biocompatibles y relativamente estéticos, liberan fluoruros cariostáticos y se adhieren a la dentina y al esmalte. Sus cualidades estéticas no son comparables a las de los composites, pero pueden prestar un gran servicio por sus cualidades complementarias que permiten técnicas combinadas.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Composición

Los ionómeros de vidrio están formados por dos componentes cuya dosis debe ser precisa: un polvo de un vidrio complejo de aluminio - silicato de calcio, preparado por fusión de una mezcla alta en aluminio y sílice en un flujo de fluoruro de calcio, sodio y aluminio, que contienen igualmente fosfatos, la calcinación de vidrio así obtenida es enfriada bruscamente y después molida. El polvo es vidrio de aluminio silicato con fundentes fluorados, el polvo para material de relleno es más grueso que el de cemento, ya que en éste último se requiere de una capa delgada, su tamaño va de 20 a 50 micras, contiene una mayor proporción de Al_2O_3 / SiO_2 y por ello es más básico que el vidrio empleado para los polvos de cementos de silicato. ⁽¹⁵⁾

La solución de poliácido es una solución acuosa de ácido polialquenoico o poliacrílico que contiene: 54% agua, 9% ácido tártrico, 37% de copolímero, mitad de ácido acrílico (50%) y mitad de ácido maleico (50%). El líquido puede contener polímeros y copolímeros de ácido poliacrílico, itacónico, maléico o ácido fosfórico los cuales se pueden secar por congelación e incorporarlos dentro del polvo, además pequeñas cantidades de ácido tartárico (5%).

El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido y lo hace más resistente a la gelación, si la gelación ocurre el líquido llega a ser tan viscoso que se vuelve inservible. El ácido tartárico mejora características de trabajo y fraguado ⁽⁷⁰⁾ y actúa como un acelerador facilitando la extracción de cationes que reaccionan con los polianiones.

En el líquido el ácido está ionizado, puede considerarse que contiene el ión de un polímero o juntando ambos términos, un ionómero y la palabra vítreo o vidrio proviene de la estructura del polvo, se trata de una estructura cerámica amorfa, conocida como vidrio de ahí su nombre. ⁽¹⁵⁾

La reacción de polimerización es una reacción ácido base entre el polvo de vidrio y el líquido poliácido, cuando se mezcla el fluoruroaluminosilicato, a lo largo de la reacción un 30% del

vidrio se descompone por el ataque ácido. Las partículas más pequeñas de vidrio quedan aprisionadas por el gel de sílice hidratado. Las partículas más gruesas presentan un núcleo vídrioso rodeado por el mismo gel de sílice, ya que solo han sufrido un ataque superficial. Cuando se mezclan el polvo y el líquido para formar la pasta el vidrio es afectado por el ácido y se liberan iones de Al^{+++} , Ca^{++} y Na^{+} como ocurre con el fluoruro probablemente en forma de complejos, el calcio y las polisales de aluminio entrecruzan las cadenas. Las sales se hidratan y forman una matriz de gel y la partícula de vidrio que no reacciona se cubre con gel de sílice que se desprende al liberarse los cationes de la superficie de las partículas. El cemento fraguado consta de una aglomeración de partículas de polvo sin reaccionar rodeadas por un gel de sílice el cual se mantiene unido a una matriz amorfa de calcio hidratado y polisales de aluminio. El mecanismo de adhesión al esmalte y a la dentina se efectúa al reaccionar los grupos carboxilo del poliacrílico con el calcio de la estructura dental y tal vez con el colágeno de la dentina. ⁽⁷⁰⁾

Los cementos de ionómero de vidrio convencionales contienen iones solubles de fluoroaluminosilicato de vidrio de los cementos de silicato, evitan su susceptibilidad a la disolución por medio de la sustitución de los ácidos carboxílicos de los cementos de carboxilato de zinc.

Se ha demostrado que la adición de flúor dentro de los fluidos desmineralizados reduce la solubilidad del esmalte limitando la progresión de caries. Hicks encontró que el ionómero resiste el ataque de la caries en esmalte dando una protección secundaria a la formación de caries. Retief demostró que la liberación de flúor del ionómero se puede encontrar en el esmalte y cemento alrededor de la restauración, por lo que se recomienda su uso en clases II. ⁽⁶⁴⁾

En la actualidad existen dos tipos de cementos de ionómero de vidrio: Los cementos convencionales preparados a partir de un polvo de vidrio y de una solución de poliácidos y

los cementos más recientes endurecidos con agua y en los que los poliácidos se incorporan en forma deshidratada.

Los cementos de ionómero de vidrio eran clasificados en tres tipos de acuerdo a su uso tipo I para cementado, tipo II para obturar y tipo III como sellador de fosetas y fisuras. ⁽⁶⁵⁾

Según J.U. Echevarría los clasifica en cinco tipos:

Clasificación

T I P O I : Utilizados para cementado

T I P O II : Aplicados como material restaurador

T I P O III : Usados como sellador de fosas, surcos, puntos y fisuras.

T I P O IV : Empleados como aislamiento y protección dentino - pulpar.

T I P O V : Ionómeros Vítreos reforzados con partículas metálicas (cermets). ⁽⁶¹⁾

Propiedades

El ionómero de vidrio es un material con resistencia a la compresión, pero menor a la de las resinas, dureza semejante a las resinas, pobre resistencia a la abrasión, sensibilidad a la humedad temprana, baja translucidez y superficie porosa, fue ideado para restauraciones estéticas de dientes anteriores por su translucidez y potencial de adhesión semejante a la del cemento de policarboxilato ya que se basa en el ácido poliacrílico, no requiere de retención mecánica, por lo que presenta ventajas sobre las resinas compuestas, el ionómero de vidrio se ha utilizado en clases V en estudios de hasta 10 años, dónde liberan flúor en mayor cantidad los autopolimerizables; puede penetrar hasta 25 micras de profundidad y no se encuentra caries cerca de las restauraciones con éste material, ya que posee propiedades anticariogénicas y de remineralización. ^(66, 67) La remineralización que otorga el ionómero se

da en el diente que recibe la restauración así como el que está adyacente y en contacto a dicha restauración. ⁽⁶⁸⁾

Se ha demostrado que la adición de flúor dentro de áreas desmineralizadas reduce la solubilidad del esmalte limitando la progresión de la caries. Hicks encontró que el ionómero resiste el ataque de la caries en esmalte dando una protección secundaria a la formación de caries. ⁽⁶⁴⁾

El cemento de ionómero de vidrio es el único material restaurador que se ha reportado que posee la capacidad intrínseca de unirse al tejido dentario sin ningún pretratamiento, el grado de adhesión específica al esmalte, dentina y acero inoxidable por atracciones iónicas y polares (adhesión físico-química), para que exista una adecuada adhesión es necesario que se encuentre en un estado de fluidez apropiado ya que así el material tiene grupos carboxilos libres para formar enlaces químicos asegurando una adecuada humectación del sustrato, que es la primera fase necesaria para lograr una buena adhesión entre el ionómero vítreo y los tejidos del diente. No se adhieren a la porcelana ni al platino o al oro puro, solo pueden unirse a superficies con las que pueden reaccionar químicamente y que les provee cationes. La fuerza de adhesión puede ser aumentada por el acondicionamiento del sustrato empleando soluciones ácidas, el ácido poliacrílico al 12% aplicado sobre el tejido dentario por 15 segundos remueve el smear layer o capa residual dentinaria profunda y aumenta la fuerza de adhesión química del ionómero vítreo.

La hidratación precoz de los ionómeros de vidrio después de la mezcla del polvo y el líquido deteriora el material por lo que al ser tan sensible a la humectación y deshidratación exige una protección de superficie, en un medio ácido la degradación de un ionómero de vidrio es menor al cemento de policarboxilato de cinc y silicato, pero su solubilidad es mayor a los composites.

Los ionómeros de vidrio fotopolimerizables presentan mayor adhesión en comparación a los autopolimerizables, ya que disminuyen la contaminación con agua y tienen una fuerza de cohesión más alta, el ionómero fotopolimerizable surge en 1992 llamado Fuji II (FUJI) con un contenido de 80% de ionómero y 20% de resina y se puede usar en clases II. ⁽²³⁾ Los ionómeros de vidrio duales son menos susceptibles a la pérdida de material y opacidad por contaminación con humedad debido a que la red de resina reduce la difusión de agua dentro del cemento disminuyendo la solubilidad, se puede dar una reacción entre el ácido poliacrílico y el fluoraluminosilicato que incrementa la solidificación y resistencia a la degradación por el agua. Los ionómeros de vidrio foto y autopolimerizables adquieren igual polimerización a las 12 horas en pruebas en seco. ⁽²⁴⁾ Vitrebond (3M - ESPE) es un ionómero fotopolimerizable y radiopaco, presenta dos formas de polimerización una es por quelación de los cationes de la reacción del ionómero con los grupos carboxilo en el polímero lo que representa a un ionómero convencional y otro es por luz mediante los polímeros de metacrilato.

El ionómero de vidrio posee adhesión debido a que los grupos carboxilo producen que tienen quelación con los iones de calcio de la superficie del diente aunque no se conoce exactamente el mecanismo de la adhesión que es de 6 Mpa y 3 Mpa a esmalte y dentina respectivamente. El cemento se adhiere mejor al esmalte (3,8 Mpa) que a la dentina (2,4 Mpa). La fuerza de adhesión es comparable a la de ciertos agentes adhesivos dentinarios (3 - 6 Mpa): el colágeno contiene algunas cadenas de radicales carboxílicos y aminados, que proporcionan lugares de interacción iónica bipolar propicios para la adhesión (McLean y Wilson). ⁽²⁷⁾

El pH inicial de la mezcla polvo - líquido es muy ácido y requiere 7 a 8 horas para ser neutro, dicha acidez se considera responsable de repercusiones pulpares después del uso del

ionómero de vidrio, en la actualidad la noción de pH pierde parcialmente importancia y la reacción de fraguado es poco exotérmica.

La contracción de los ionómeros de vidrio es de alrededor de un 2% en el momento del fraguado, pero se ve compensada por la absorción de agua que determina una expansión equivalente, conductividad térmica comparable a la dentina, la radiopacidad no es una de las cualidades naturales de los ionómeros de vidrio, esto se obtiene incorporando óxido de bario, estroncio o lantano.

Una dosificación precisa, una técnica de mezclado conveniente y la conservación de una ligera humedad dentinaria, asociadas a una protección dentinaria en cavidades profundas, permite la prevención de cualquier incidente de intolerancia pulpar.

Como **sustituto dentinario o dentina artificial** son de gran importancia así como por su capacidad de adhesión a dentina y esmalte.

Como material de **aislamiento y protección dentino - pulpar**, los cementos de ionómero de vidrio solubles en ácido se pueden utilizar debido a su alta resistencia compresiva, teniendo la precaución de aislar la pared pulpar con una película de hidróxido de calcio fraguable cuando el espesor dentinario es mínimo y permite minimizar la sensibilidad posoperatoria por la liberación de fluoruros.

Son aplicados como **selladores de fosas, surcos, puntos y fisuras**, debido a su adhesividad a la estructura adamantina y a su acción anticariogénica pero su alto grado de viscosidad impide su penetración en las profundidades de los defectos estructurales lo que explica los frecuentes desprendimientos y fracturas que limitan su uso.

Como agente **cementante de incrustaciones, coronas y puentes**, pueden ser empleados los cementos de ionómero de vidrio siempre que se siga una técnica apropiada.

Como material **restaurador en dientes anteriores** están indicados en cavidades de Clase III - V y en abrasiones del tercio gingival, pero su limitada resistencia al desgaste y su

opacidad hacen que como material de restauración estético sea poco recomendable, en el sector posterior, se puede aplicar únicamente en cavidades conservadoras no sometidas al stress oclusal, todos estos ionómeros convencionales son quebradizos con baja resistencia al desgaste que las hace poco adecuado para restauraciones posteriores.

En los 80's surgen ionómeros con relleno metálico y en los 90's nacen los fotopolimerizables. ^(9, 64) Los Cermets o ionómeros con aditivos metálicos tienen las propiedades de adherirse a esmalte y dentina, ser radiopacos y liberar flúor formando fluorapatita. El metal proporciona mayor resistencia a la abrasión con aspecto algo metálico.

(69)

Con la finalidad de mejorarlo se le incorpora en 1983 (Simmonss, J.) aleación de amalgama al polvo del cemento de ionómero de vidrio denominándolo **mezcla milagrosa**, el inconveniente es que en su interfase las partículas no tienen unión, actualmente hay una nueva variedad de ionómero de vidrio reforzado con plata, permitiendo la adhesión entre partículas vidrio - metal, así con la adición de plata y oro se desarrollan los **cermets** y agregándole dióxido de titanio mejora el color aproximándolo al del tejido adamantino, siendo una restauración estética superior a la amalgama.

Las obturaciones con composite son poco herméticas cuando la cavidad se extiende más allá del límite amelocementario, la adhesión de los materiales de unión al cemento sigue siendo un problema por resolver. La asociación de los ionómeros de vidrio en las obturaciones de clase V aumenta el tiempo de uso en boca, el material colocado en el fondo de la cavidad, recubre la pared cervical, sus propiedades cariostáticas protegen la zona residual no recubierta, los ionómeros de vidrio pueden ser utilizados solos en las obturaciones de clase V, ya que son los únicos que presentan un índice de fracasos poco importante, sin embargo el resultado estético, a pesar de los esfuerzos, sigue siendo bastante mediocre, por lo que no se aconseja su uso en dientes anteriores sobre superficies

muy visibles, el color final del ionómero se obtiene después del fraguado completo, al principio es opaco y no adquiere cierta translucidez hasta el final de la reacción, pero seguirá sin poder rivalizar con el de los composites.

Manipulación

La relación correcta de polvo y líquido así como su manipulación es lo más importante para el éxito clínico, las proporciones son 3 de polvo por una de líquido, dando una masa de superficie húmeda y brillante que determina la presencia de grupos carboxílicos libres que son responsables de iniciar la adhesión química al esmalte y la dentina, hay presentación de cápsulas predosificadas o también por preparación manual con la relación polvo / líquido adecuada, se debe mezclar con espátulas de plástico, tratando de incorporar la menor cantidad posible de burbujas de aire por lo que se recomienda movimientos de batido o amasado de la mezcla. El grabar un ionómero de vidrio genera una superficie retentiva similar a la del esmalte grabado incrementando la unión entre Ionómero – resina, en técnicas de obturación combinada.

La duración clínica de los cementos de ionómeros de vidrio depende de una correcta indicación, del adecuado acondicionamiento del elemento dentario y de una técnica de preparación e inserción precisa, estos materiales ofrecen la capacidad de adhesión a esmalte y dentina, además de liberar fluoruros por un lapso prolongado, minimizando fenómenos de filtración marginal y evitando la producción de caries secundaria.

3. 2. RESINAS COMPUESTAS

Antecedentes

Los sistemas resinosos compuestos aparecen en el mercado como una necesidad ante el fracaso de las resinas acrílicas sin carga basadas en los monómeros de metilmetacrilato, con el tiempo se demostró la existencia de materiales restauradores con potencial adhesivo tales como las resinas compuestas, que requieren la aplicación de una resina intermedia para unir el sustrato dentario con el material restaurador.

Las primeras restauraciones de resina fueron incrustaciones y coronas de acrílico termocurable cementadas en cavidades talladas previamente, estas restauraciones se caracterizaban por un bajo módulo de elasticidad y falta de estabilidad dimensional provocando la fractura del cemento que a su vez producía filtración y falla de la misma. ⁽⁷⁰⁾

El acrílico autopolimerizable en los 40's, hizo posible la restauración directa en los dientes con resina acrílica, permitió la combinación del monómero con el polímero obteniendo una masa plástica o un gel que colocada en la cavidad se dejaba polimerizar. Más recientemente surgen dos clases de resinas compuestas, las llamadas convencionales y las más recientes de microrrelleno. Hagger, en Londres y Zurich en 1951 hace el primer intento por lograr sistema de adhesión a la dentina. ⁽⁵⁰⁾ El primer producto estaba basado en glicerofosfórico y dimetacrilato y se uso para la adhesión de una resina acrílica autocurable. En Londres se demostró que el incremento de adhesión a la dentina, era porque penetraba en la superficie de ésta formando lo que llamamos actualmente zona híbrida.

Bowen, en 1959 formuló su primera patente con el nombre de BIS - GMA, produciendo un material de restauración que contenía una fusión de sílice con vinil siloxano; Knight desarrolla el dimetacrilato de uretano (ICI DENTAL). Forster y Walker hicieron una resina de dimetacrilato de uretano con la ventaja de tener alto peso molecular, baja viscosidad y un

cierto grado de dureza, los trabajos con este material fueron la introducción del primer sistema de curado por medio de luz, dando lugar a una nueva era así como nuevos métodos de adhesión dentinaria con resinas fotopolimerizables de baja viscosidad. En el aspecto estético se ha enfocado la investigación a dientes anteriores y no a posteriores, además de que la resina representa un compromiso en cuanto a la función, a pesar de las desventajas, los fabricantes promueven que son superiores a la amalgama. ⁽⁷¹⁾

Composición

La odontología adhesiva nace con las resinas, material en forma de pasta cuya composición consta de tres componentes: una matriz de polímero, un agente de unión y partículas de relleno. ⁽⁵⁰⁾

La matriz de resina se obtiene combinando una resina epóxica con una de metacrilato, el monómero de dimetacrilato (BIS - GMA) se sintetiza por reacción entre el bisfenol A y el metacrilato glicídico, los monómeros son difuncionales para obtener un polímero de cadena cruzada y se le incorporan absorbentes de luz ultravioleta para minimizar el cambio de color. La molécula de BIS - GMA posee desventajas como el uso de monómeros diluyentes, dificultad en sintetizar un compuesto puro, inhibición por aire y absorción de agua. ⁽¹⁾ Un monómero empleado con frecuencia para disminuir la gran viscosidad que presenta la molécula de BIS - GMA, es la molécula de TEGDMA o trietilenglicol - dimetacrilato. La molécula de TEGDMA dispone de dos grupos metacrilato terminales y pueden formar una red. ⁽⁵⁾ La alta flexibilidad de la molécula reduce su viscosidad y aumenta su probabilidad de que sus dobles grupos roten y así reaccionen con otras uniones, mejorando las propiedades mecánicas de la matriz, haciéndola menos viscosa y adherente.

aumentando el riesgo de sedimentación del relleno, no obstante, cabe aumentar la viscosidad añadiendo más relleno, lo que disminuye la contracción.

Clasificación de resinas por su tamaño de relleno

CATEGORÍA	TAM. DE PARTIC.	HOMOGENEA	HÍBRIDA	HETEROGÉNEA
Mega-relleno	0.5-2 mm		(XXX)	
Macro-relleno	10-100 μm	XXX		
Medio-relleno	1-10 μm	XXX	XXX	XXX
Mini-relleno	0.1-1 μm	XXX	XXX	XXX
Micro-relleno	0.01-0,1 μm	XXX		XXX
Nano-relleno	0.005-0.1	(XXX)	(XXX)	

Las partículas de relleno son importantes para las propiedades de las resinas y se dividen en tres clases: *Partículas de macrorrelleno, *microrrelleno, e *híbridas (combinación de partículas de macrorrelleno y microrrelleno).⁽⁵⁰⁾

Las partículas de relleno hoy en día se pueden dividir en grupos de acuerdo a su tamaño en **macro - relleno**, **medio - relleno**, **mini - relleno**, y **microrelleno**. Algunas resinas compuestas incorporan largos pedazos de vidrio para la protección contra el desgaste, éstas han sido denominadas como **mega - relleno**. Nueva investigación se produce en relleno llamados "**nano - rellenos**", que presentan aun partículas más pequeñas que las de micro-relleno.⁽⁷²⁾

Propiedades

Originalmente las resinas compuestas fueron simplemente la mezcla de partículas de relleno y monómero de resina, pero para combinar las propiedades físicas de las resinas de partículas grandes y el pulido de las de partículas pequeñas, se producen las **híbridas**, que contiene la mezcla de relleno de diferentes partículas y la mayoría de los sistemas se están cambiando hacia híbridas de mini-relleno. Otra conducta para aumentar el contenido de relleno y mantener las condiciones de pulido ha sido el añadir a las resinas compuestas con partículas precuradas de resinas de micro-relleno, pero presenta alta viscosidad lo que afecta las técnicas de colocación directa, estos sistemas se denominan resinas compuestas heterogéneas de micro-relleno.

El relleno de bases de sílica no es radioopaco, pero los rellenos de sílica pueden cubrirse con agentes acopladores para la unión química con la matriz de la resina y así mejorar las propiedades, además los rellenos de silicato producen excelentes propiedades estéticas y esto asegura que continúe siendo parte de las formulaciones de las nuevas resinas compuestas.

Una consideración importante en la investigación es el uso de los **nano - rellenos**, son extremadamente pequeñas e invisibles, los nano-rellenos ofrecen la posibilidad de incorporar radioopacidad, la cual no interfiere con las propiedades estéticas, y el tamaño de la partícula hace que encaje en los espacios que las otras dejan, lo que efectivamente aumenta el nivel de relleno y reduce el efecto de contracción de polimerización y mejora dramáticamente las propiedades físicas. Las resinas híbridas y de microrrelleno son las que presentan la mayor cantidad de relleno.

Resinas de macropartículas, el tamaño de partículas varía de 15 a 100 micrómetros en los productos más antiguos; razón por la cual son también conocidas como resinas compuestas

convencionales o tradicionales, las partículas de carga más usadas son las de cuarzo inorgánico o cristal de estroncio o bario que, a pesar de variar de tamaño de 5 a 12 micrómetros, puede presentarse esporádicamente con tamaños de hasta 100 micrómetros, el cuarzo empezó a ser sustituido debido a que carece de radiopacidad, propiedad que posee el vidrio de estroncio y el vidrio de bario. ^(5, 9) Cabe mencionar que dentro de sus deficiencias relacionadas a la rugosidad superficial que presentan, hay mayor desgaste de la matriz resinosa o se llegan a desprender partículas dejando pequeñas crateres influyendo en el brillo superficial y en la susceptibilidad a las manchas. ⁽⁹⁾ La textura superficial de las macropartículas es probablemente la mayor razón del pobre desempeño clínico de estos materiales en la región posterior, cuando se encuentran bajo tensiones oclusales. ⁽⁵⁾

Resinas de microrrelleno, compuestas de pequeñas partículas inorgánicas de relleno, son micropartículas de carga de sílica pirogénica o sílica coloidal. ⁽⁹⁾ Son 300 veces menor que una partícula de cuarzo de una resina compuesta tradicional, siendo del orden de 0,04 micras, las cuales pueden ser incorporadas a la matriz resinosa de forma directa (resinas homogéneas) e indirecta (resinas heterogéneas) Estas últimas tienen la ventaja de permitir que la resina terminada tenga una superficie más suave que las de macrorrelleno con mejor pulido y durabilidad. La matriz está basada en BIS - GMA y en algunos productos se utiliza dimetacrilato de uretano como principal componente, su polimerización es por el método de peróxido y amina. ⁽¹¹⁾ Su relleno en cuanto al tamaño es diferente, y consta de partículas de sílice pirolítico o precipitado cuyo tamaño va de 0.04 a 0.06 micrómetros, que están por debajo de la longitud de onda de la luz visible. Las partículas de resina polimerizada se dispersan en las pastas y por este tipo de dispersión se llama relleno orgánico, que no significa que el sílice coloidal sea orgánico, sino que el sílice se encuentra en los fragmentos orgánicos de la resina. En otros sistemas intervienen partículas pequeñas de relleno inorgánico que son usadas a fin de obtener las propiedades físicas de las resinas

compuestas convencionales y conseguir una superficie suave. ⁽¹⁾ Existe gran preocupación por la formación de caries secundaria por lo que se ha sugerido el uso del ionómero de vidrio con su liberación de flúor como base debajo de las resinas para combatir éste problema, P.R. Hunt concluye que el uso de flúor al 0.0717% produce una disminución en la fuerza de adhesión del adhesivo dentinario. Todos los adhesivos dentinarios requieren de una superficie de dentina seca, debido a que el agua compite por los sitios de adhesión, pero esto es difícil obtener debido a que la dentina es por naturaleza húmeda, además de que los mismo túbulos sirven para la conducción de los fluidos dentinarios, esto significa que la superficie seca puede ser rehumedecida con una reducción significativa en la fuerza de adhesión ya que la presencia de flúor hace que una superficie seca clínicamente sea más difícil probablemente debido a que la naturaleza hidrofílica del fluoruro estañoso rehumecte la capa del primer, siendo un sitio desfavorable para la penetración del adhesivo de la resina el cual es vital para la formación de la adhesión. ⁽¹⁰⁾ Las resinas microfinas tienen un terminado suave debido a que las partículas son más pequeñas, de tal manera que las irregularidades no se pueden detectar, la contracción de polimerización no difiere mucho de las resinas compuestas convencionales y el coeficiente de expansión térmica es más elevado debido al alto contenido en resina, por esto la diferencia térmica entre el diente y el material es mayor que en las resinas compuestas convencionales, la resistencia a la tracción y el módulo de elasticidad son mayores que en las resinas acrílicas sin relleno pero menores que en las resinas compuestas convencionales o de macrorrelleno. ⁽¹⁾

Resinas híbridas, poseen en su composición micropartículas y macropartículas de carga con características de ambas, éstas consisten en su mayoría de aproximadamente 10 a 20% de micropartículas de sílica coloidal y 50 a 60% de macropartículas de vidrio de metales pesados. Esta combinación de macropartículas y micropartículas confiere propiedades únicas y superiores a los materiales, mejora la transferencia de tensiones entre partículas,

con las micropartículas endurece la matriz resinosa, que aumenta fuerza cohesiva de la matriz, dificultando propagación de grietas. ⁽⁵⁾

Las propiedades mecánicas como resistencia al desgaste y la fuerza deben incrementarse para mejorar la durabilidad clínica, otros como la dureza deben poseer valores menores ya que perjudicaría al antagonista del diente restaurado. Debido al interés en el uso de las restauraciones de resina para dientes posteriores, la A.D.A. menciona las siguientes recomendaciones en cuanto a resinas en posteriores: deben ser resistentes a la abrasión, permitir la adaptación precisa al margen sellando la restauración para evitar la entrada de fluidos orales, resistencia a la degradación por agua o solventes, ser radiopacas, de fácil colocación y manejo. ⁽⁷³⁾

Las resinas compuestas se contraen en promedio 1.4% lo que puede causar problemas clínicos, su coeficiente de expansión térmica es similar al de los tejidos dentales y presentan menor absorción de agua que otros materiales, poseen buena resistencia a la compresión, mayor resistencia a la tracción, presentan un elevado módulo de elasticidad por lo que son menos susceptibles a la deformación elástica durante la masticación.

El tiempo de vida de una restauración de resina depende de la cohesión del material. ⁽⁷⁴⁾ A su vez ésta se relaciona con la unión entre la matriz y el relleno de las partículas, donde la polimerización también se ve involucrada, una incompleta unión da una degradación prematura del material, otros factores que influyen en el curado son un acortamiento en el sistema de iniciación. El relleno ayuda a inhibir la deformación de la matriz, los productos contienen cuarzo cristalino, vidrio cerámico de litio o ambos, silicato de calcio, cuentas de vidrio, fibras de vidrio y el beta eucryptito, fluoruro de calcio, brindando dureza y además radiopacidad mediante bario y estroncio. La distribución de las partículas es importante en los compuestos convencionales, es de 1 a 100 micrómetros y se emplean las mezclas de

partículas finas de 1 a 20 micrómetros y las partículas gruesas de menos de 100 micrómetros. ⁽⁷⁰⁾ La falta de unión de la resina da como consecuencia el desprendimiento del relleno de la superficie y la penetración de agua. ⁽⁷⁰⁾ De ahí la relevante importancia de los agentes de unión como el vinil silano y recientemente el gamma metacriloxipropil silano que además de dar resistencia y durabilidad ayuda a disipar las tensiones en la interfase de relleno y resina.

Manipulación

Las resinas híbridas son monocomponentes (una sola pasta) y fotopolimerizables, con la cual se elimina la técnica de mezclado y la incorporación de poros a la masa, tienen un tiempo de trabajo indefinido, lo que facilita la manipulación del material sin embargo el tiempo de polimerización una vez disparada la lámpara es de apenas 40 a 60 segundos, no hay desperdicio de material y requiere de iniciadores de curado que involucran una inversión importante, su profundidad de curado es mayor que la de la luz UV, pudiendo variar entre 1 a 2 milímetros de profundidad, dependiendo del color de la resina, del tiempo de exposición a la radiación, y de la distancia desde la obturación a la fuente. El desprendimiento de calor durante el proceso de polimerización puede causar ligera irritación pulpar, el uso de la lámpara de luz visible, sin la protección adecuada, puede producir injurias a la retina por lo que se hace recomendable el uso de lentes protectores como medio de prevención.

3. 3. COMPÓMEROS

Antecedentes

Los materiales dentales han evolucionado conforme el paso del tiempo, los primeros materiales que se utilizaron con fines estéticos para los dientes anteriores fueron cementos de silicato, en 1972 Wilson y Kent desarrollan un nuevo material híbrido, que es el cemento de ionómero de vidrio y en la actualidad la norma número 96 de la (ADA), lo clasifica en 5 tipos. Las primeras resinas acrílicas de autocurado aparecen en 1940, Hagger en 1951 realiza el primer intento para desarrollar los sistemas de adhesión. En 1955 Bounocore desarrolla el grabado ácido del esmalte, en 1962 Bowen registra su patente del BIS-GMA. Debido a las aportaciones anteriores, la resina toma gran auge y se mejoran los sistemas de polimerización cambiando de autocurable a fotocurable mediante luz ultravioleta y posteriormente luz halógena. ^(70, 75)

Los cementos de Ionómero de vidrio autocurable (convencional) están compuestos de polvo y líquido, el primero es un vidrio de fluoroalúminosilicato y el líquido contiene uno o más ácidos polialquenoicos, al mezclarse se presenta una reacción ácido – básica para formar el cemento. Las resinas compuestas están integradas por una matriz resinosa de diacrilato, que frecuentemente, es un dimetacrilato bis.glicidil (BIS – GMA) o dimetacrilato de uretano (UDMA), con adición de pequeñas cantidades de otros monómeros, la integración ocurre por polimerización, iniciada por auto o fotocurado.

Hay dos tipos de materiales combinados "híbridos", que se han desarrollado en los últimos cinco años.

En los 90's surgen los ionómeros de vidrio fotopolimerizables, los cuales contienen un agregado de resina, posteriormente se fabrica un nuevo material híbrido que es el compómero, que surge de la unión de un ionómero de vidrio y una resina.

El primero es una resina modificada con ionómero de vidrio (algunas veces llamada inapropiadamente, ionómero de vidrio "fotocurado" o de "curado dual"), el cual esencialmente, está integrado por dos componentes: un polvo de vidrio de fluoroalúminosilicato y un líquido compuesto por ácido polialquenoico hidrosoluble con una cadena libre fotosensible que produce una reacción cruzada y polimeriza. La polimerización puede ser producida por fotocurado o iniciada químicamente (Sidhu & Watson, 1995), por ejemplo Vitrebond y Vitremer, (3M).

El segundo es una resina compuesta poliácida modificada, el cual es un material cuyo contenido puede ser de componentes simple o dual y contener uno o todos los componentes de un cemento de ionómero de vidrio. De cualquier forma, los componentes no reaccionan como consecuencia de un proceso de integración (Malean, Nicholson & Wilson, 1994), dos ejemplos comerciales de resina compuesta poliácida modificada son el Dyract - AP y Compoglass - F, que contienen como parte de una matriz resinosa un ácido monómero. Los fabricantes utilizan la terminología "Compomero", para reflejar la derivación resina / ionómero de vidrio.

La novedad más reciente dentro del mundo de los cementos es un grupo que ha sido llamado por los términos "ionómeros reforzados con resina" "resinómeros" "resionómeros" "ionómeros modificados con resina" "resinas modificadas con ionómero" "compómeros" y otros nombres más. Su composición cubre un espectro que va desde cementos de ionómero de vidrio con adiciones de resina polimerizable hasta compuestos cercanos al 100% de resinas compuestas conteniendo partículas de ionómero de vidrio como relleno. La química con capacidad de adhesión dentinaria y técnica de manejo clínico de estos cementos varía ampliamente de un producto a otro. Esto a creado mucha confusión entre los dentistas ya que cementos con nombres similares tienen diferentes propiedades. La familia de los resinoionómeros está compuesta por:

- a) Resinas polimerizables con adición de relleno de ionómero de vidrio: estos cementos (algunas veces llamados híbridos de resina/ionómero de vidrio) son esencialmente cementos de resina compuesta pura en la que algo del relleno tradicional de vidrio/sílice se reemplazan con algunas partículas del producto de la reacción de un cemento de ionómero de vidrio verdadero. Aunque estos cementos pueden liberar pequeñas cantidades de flúor (a través de la disolución de partículas de relleno) no se comportan como verdaderos ionómeros de vidrio; requieren que el diente sea tratado previamente con un adhesivo dentinario y sirven para los mismos propósitos de los cementos de resina compuesta descritos antes. Productos contemporáneos de esta categoría incluyen Geristore e Infinity (DenMat) y Ionoseal (Voco).
- b) Monómeros o Prepolímeros + ácido poliacrílico + polvo de vidrio: estos cementos son similares a los ionómeros de vidrio tradicionales ya que la reacción ácido-base continúa después de la polimerización inicial del líquido (a través de activación por luz o de activación química). El líquido es elaborado a partir de un monómero polimerizable (p. Ej HEMA) que es mezclado con poliácido hidratado. Se agregan iniciadores y/o activadores apropiados de para la polimerización para que se produzca el gel mediante activación química o lumínica después de la mezcla y la colocación. Al inicio de la polimerización se produce un endurecimiento muy lento a través de la reacción química ácido-base pero después de algunos días la reacción se completa totalmente dando por resultado un material duro y fuerte. Agregar resina al ionómero de vidrio hace al cemento mucho más fuerte y reduce la sensibilidad a la exposición temprana a la humedad. Estos cementos son hidrofílicos y presentan una expansión higroscópica significativa post-curado. Esto puede ser útil para revertir los

efectos de contracción de polimerización que forma espacios interfaciales entre el diente y la restauración.

Por otro lado la expansión higroscópica excesiva de un cemento puede causar la fractura prematura de las coronas de sólo porcelana. Las técnicas clínicas para utilizar estos ionómeros de vidrio modificados con resina son muy similares a las que se utilizan con los ionómeros de vidrio tradicionales. Algunos productos de esta categoría son: Photac.Fil (ESPE), Fuji-II I.c. (G-C), Fuji-Plus (G-C).

- c) Resinas modificadas con poliácido + polvo de vidrio: Estos cementos son muy similares a los descritos en la sección b a excepción de que los líquidos son poliácidos (poliacrílico polimaleico) con metacrilatos polimerizables agregados a la cadena molecular (como opuestos a la mezcla simple de poliácidos y resinas) estos forma un líquido complejo que por si mismo puede tanto reaccionar con el vidrio como polimerizar bajo la influencia de la luz y/o activadores químicos. Pueden ser utilizados tanto para cementado como para procedimientos restaurativos como los ionómeros de vidrio verdaderos. Son mucho menos sensibles a la técnica que los ionómeros y tienen propiedades físicas superiores excepto porque también muestra una expansión hidros cópica por varios meses después de su curado. Presentan un grado relativamente alto de expansión higroscópica post-curado y están contraindicados para la cementación de coronas completas de sólo porcelana y tal vez para postes en dientes no vitales. Algunos productos de esta categoría son Vitrebond y Vitremer (3M).
- d) Monómeros ácidos + polvo de vidrio: Este grupo de cementos basados en resina son llamados "compómeros" y más propiamente debe llamárseles "resinas compuestas

modificadas con ionómero". Usados principalmente para restauraciones (aunque recientemente han aparecido algunos cementos para cementación) son esencialmente resinas compuestas donde los dimetacrilatos tradicionales (BIS – GMA, UDMA, etc) han sido reemplazados por monómeros líquidos anhídricos compuestos de pequeñas moléculas de metacrilato con grupos reactivos ácidos carboxil. El relleno de vidrio está conformado no silanizado ácido soluble (similar al que se encuentra en el ionómero de vidrio libre. Cuando estos monómeros se mezclan con polvo de vidrio en ausencia de agua no existe reacción química entre los componentes. El material restaurativo es empacado en compules sellados en paquetes de aluminio. Se coloca como cualquier resina compuesta convencional fotopolimerizable. Los compómeros son relativamente hidrofóbicos y requieren pretratamiento del diente con un adhesivo dentinario antes de ser colocados. Después de la polimerización los compómeros absorben agua lentamente y ésta hidratación inicial, inicia una débil reacción ácido-base. Los beneficios clínicos de ésta reacción retardada no son evidentes y la investigación clínica documenta un desempeño mediocre después de algunos años en la boca. Los compómeros pueden ser utilizados en situaciones de bajo estrés oclusal dónde una resina compuesta pudiera no estar y tan indicada. Aunque son más resistentes que los ionómeros de vidrio modificados con resina muestran una pobre resistencia al desgaste oclusal y se sugieren principalmente para Clases V, Clases III y restauraciones de dientes deciduos, algunos materiales de ésta categoría son Dyract (Restaurativo), Dyract C (Cemento), (Caulk, Dentsply) Principle Luting Cement (Caulk Dentsply), Resinomer (Bisco), Compoglass (Vivadent), F-2000 (3M) y Luxat (DMG).

Para sobreponer las limitaciones prácticas de los cementos de ionómero de vidrio convencionales, aún preservando sus ventajas clínicas, la química del ionómero de vidrio convencional fue combinada con tecnología de resina metacrilato, esto llevó a la creación de los sistemas de ionómero de vidrio modificados con resina, llamados compómeros.

Fueron desarrollados para combinar ciertas ventajas de los cementos de ionómero de vidrio y las resinas compuestas. ⁽⁷⁶⁾

Composición

Contiene iones solubles de fluoruroaluminosilicato de vidrio en el polvo y el relleno consiste en esencia de estos componentes, como el usado en los ionómeros de vidrio (Wilson, 1990).

⁽⁷⁶⁾

También contiene monómeros, principalmente HEMA (Hidroximetilmetacrilato), y un fotoiniciador (canforquinona), los cuales son agregados al líquido poliacido acuoso. En la forma más simple de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, algo del contenido de agua del cemento de ionómero convencional es reemplazado por una mezcla de agua - HEMA, mientras que formulaciones más complejas contienen polímeros modificados con cadenas laterales de metacrilato, las cuales pueden ser polimerizadas. La matriz resinosa es similar a los cementos resinosos reforzada por monómeros fotopolimerizables o bien ser principalmente resinosa con una subestructura iónica adicional, producto de la reacción del ácido tetracarboxílico y el hidroximetilmetacrilato, el relleno es una silicato vítreo, conteniendo fluoruro, el monómero ioniza, liberando agua días / semanas después del fotocurado clínico, los iones de hidrógeno son liberados luego de la reacción con el relleno vítreo para iniciar una reacción ácido básica, la reacción cruzada iónica también se sucede y el fluoruro es liberado.

Los compómeros se caracterizan por ser materiales híbridos, constituidos por una fase orgánica y un refuerzo cerámico. ⁽¹⁵⁾

La primera reacción de polimerización es una reacción ácido - base, típica de los cementos de ionómero de vidrio convencionales. La reacción de polimerización fotoiniciada ocurre mucho más rápido a través de la homopolimerización y copolimerización de los grupos metacrilatos que se unen encima de la cadena de ácido poliacrílico y grupo metacrilatos del HEMA, a diferencia de ciertos cementos de ionómero de vidrio donde la iniciación de una tercera polimerización se alega que ocurre por medio del curado del metacrilato radical libre químicamente iniciado del sistema polímero y HEMA.

En los compómeros más recientes, ninguna o poco agua está presente en el sistema para permitir la reacción ácido - base, típica de los cementos de ionómero de vidrio.

Un compómero se define como un sistema de dos partes, caracterizado por una reacción ácido - base crítica para su curado, difusión basada en adhesión entre la superficie dentaria y el material restaurador y liberación continua de flúor.

El mecanismo subyacente de adhesión a la estructura dentaria se piensa que sea un proceso de intercambio de iones, donde el ácido polialquenoico ablanda e infiltra la superficie dentaria, desplazando iones de calcio y fosfato.

Ha sido postulado que una capa de adsorción intermedia de fosfatos de calcio, aluminio y poliacrilatos es formada en la interfase cemento de ionómero de vidrio - hidroxiapatita.

Propiedades

Los productos varían desde aquellos que se asemejan mucho a los cementos de ionómero de vidrio convencionales, a aquellos que se aproximan a las resinas compuestas fotocurables y curan exclusivamente por polimerización fotoiniciada de los radicales libres.

Los compómeros son de fácil uso, la fotopolimerización suplementaria permite un tiempo de trabajo más largo, un endurecimiento rápido bajo control y desarrollo prematuro y rápido de la resistencia y resistencia contra el ataque acuoso que se encuentra con los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

Las propiedades mecánicas, tales como la resistencia compresiva, traccional y flexural, resistencia a la fractura, resistencia al desgaste, resistencia a la fatiga, resistencia de unión al esmalte, dentina y otro material restaurador basado en resina, adaptación marginal, y microfiltración se reporta que están mejoradas sobre las propiedades mecánicas de los cementos de ionómero de vidrio convencionales. (77)

Los compómeros parecen ser menos sensibles al agua, son radioopacos, y ofrecen mejores posibilidades estéticas que los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

La liberación de flúor de los compómeros reporta ser igual o mayor a los cementos de ionómero de vidrio, sin embargo sus propiedades físicas son todavía inferiores a las de las resinas compuestas y aunque el futuro de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina "Compómeros" todavía no está claro, los materiales actualmente disponibles parecen prometedores, pues pese a no existir una clasificación y una terminología reconocidas para este nuevo grupo de materiales, su uso crece constantemente.

Hay estudios donde se compararon los compómeros y los cementos convencionales de ionómero de vidrio con respecto a la fuerza de adhesión a dentina y propiedades mecánicas se obtuvo que generalmente la fuerza de adhesión de los compómeros es menor a la de los cementos convencionales de ionómero de vidrio.

El primer compómero que se lanzó al mercado fue Dyract (Dentsply, Inc.), como material de restauración mono - componente, presentado en compules de un sólo uso y

después aparecieron otros fabricantes de compómeros como F2000 (3M-ESPE), Compoglass (Ivoclar Vivadent) y Luxat (DMG). Los adhesivos de los compómeros son similares a los utilizados para las resinas; tal similitud existe, que ciertas marcas recomiendan, el uso del mismo adhesivo para resinas y compómeros. El sistema adhesivo a emplear para unión al esmalte y la dentina contiene monómeros ácidos y a veces un ácido polialquenoico adicional, monómeros hidrofílicos (Ej. HEMA), un vehículo que podrá ser agua o un solvente orgánico como la acetona, monómeros hidrofóbicos, fotoiniciadores (dicetona-amina) y estabilizadores. ⁽²⁾

El adhesivo lleva una combinación de PENTA / Acetona y la ventaja principal de esta combinación es que proporciona una adhesión excelente a la superficie húmeda del diente y es muy apropiada para la técnica de "adhesión húmeda". A su vez demuestra niveles aceptables de adhesión en muchas circunstancias clínicas sin la necesidad del grabado de superficie del diente.

La evaluación clínica el Dyract en molares primarios mostró buenas características de manejo y una tasa de supervivencia de un 97% después de 1 año, sin embargo el material demostró un promedio de desgaste de 190 micrómetros por un año. La combinación de una baja tasa de fracaso y fácil aplicación del compómero lo hace un material muy conveniente para su aplicación en dentición primaria. ⁽⁷⁸⁾

El compómero tiene propiedades de una resina compuesta como su dureza, resistencia al desgaste, y estética esto a su vez también es resultado de un sistema de iniciación mejorada; está indicado para que pueda ser usado en restauraciones clase V, las partículas de relleno de tamaño más pequeño proporcionan una superficie mayor para que se produzca la reacción aumentando la liberación de flúor, dada por el ionómero de vidrio así

como una adhesión química a la dentina proveyendo una superficie más lisa a la restauración.

Manipulación

La fácil manipulación y el éxito a nivel clínico han hecho de los compómeros un material de restauración ampliamente aceptado, aunque se ha hecho manifiesta la necesidad de modificaciones en este producto para aumentar el rango de aplicaciones. Los resultados iniciales de ensayos clínicos en marcha continúan apoyando el éxito de los compómeros de última generación. Todavía queda mucho camino para lograr un material de obturación estético verdaderamente económico y con alta resistencia a nivel clínico, pero los compómeros son un gran paso en la dirección adecuada. La ética profesional debe equilibrar las ventajas de los procedimientos cosméticos con sus limitaciones y desventajas.

El éxito en la odontología clínica actual requiere de un completo conocimiento de la naturaleza anatómica y biológica del diente, con sus componentes: esmalte, dentina, pulpa y cemento, así como también sus tejidos de soporte, el hueso y la encía. La odontología que llega a sobrepasar los parámetros físicos, químicos y biológicos de los tejidos dentarios pueden llevarnos a un fracaso restaurador prematuro, la integridad coronaria comprometida, caries recurrente, incomodidad del paciente o hasta necrosis pulpar, esto es sólo dentro de un marco biológico que es válido para los materiales, principios y técnicas que constituyen la odontología operatoria.

CAPÍTULO IV

5. TÉCNICAS OPERATORIAS

La Odontología Operatoria en particular, frecuentemente ha sido influenciada más por la historia y por la tradición que por la ciencia; hasta recientemente procedimientos restauradores practicados, están basados en el libro clásico del Dr. G.V. Black (1908). Los avances en materiales e instrumental, vinculados con el desarrollo de adhesivos dentales confiables, nos ha permitido modificar muchos conceptos originales de Black hacia procedimientos más conservadores y preservadores del diente y para ofrecer un amplio rango de opciones restauradoras, bien cabe mencionar que las opciones de diagnóstico y tratamiento están basadas en hallazgos actuales de investigación. Las modalidades de tratamiento involucran el mantenimiento de tanta estructura dentaria como sea posible dentro del marco de la destrucción existente y las expectativas del paciente hacia los resultados estéticos, por lo que cuando la afección necesita una restauración, ésta debe mantenerse tan pequeña como sea posible.

La dureza y la estructura del esmalte son condicionamientos que ofrece el tejido y que deben respetarse mediante preparaciones cavitarias adecuadas. ⁽⁷⁹⁾

Las superficies del esmalte sean o no preparadas son complejas, lo que influye en el material restaurador, provocando la necesidad de modificar el tejido a fin de mejorar y proveer una adhesión clínica durable.

Las preparaciones cavitarias siempre deben cortarse perpendicularmente a la superficie coronal externa, aunque esto no es soportado histológicamente. La protección de las varillas adamantinas, la adaptación a las paredes cavitarias y el cierre hermético de la restauración en los tejidos dentarios, constituyen los requisitos fundamentales de los tallados cavitarios modernos. ⁽⁸⁰⁾

Es importante que las paredes cavitarias presenten direcciones coincidentes o concordantes con la estructura adamantina, para evitar el desplazamiento o fractura de los prismas y la consiguiente filtración marginal, situaciones que llevarían al fracaso clínico.

El reordenamiento dimensional de monómeros dentro de las cadenas polímeras durante la polimerización inevitablemente conduce hacia una contracción del volumen, aunque la carga de alto relleno de una matriz de una resina restauradora reduce la contracción por polimerización, las resinas compuestas actuales todavía contraen 2.9 a 7.1 vol% durante la polimerización libre y se han reportado fuerzas de contracción dentro de la resina de hasta 7Mpa.

La contracción del curado está limitada por el desarrollo del enlace del material restaurador a las paredes cavitarias. La cadena más débil es la interfase de unión con el diente, la unión resina-esmalte podría superar la contracción, pero la interfase dentina-resina más débil.

En el momento de colocar la resina por incrementos éstos deben ser puestos cuidadosamente y de forma que no altere los principios mencionados. ⁽⁷⁸⁾ No se debe de polimerizar resina compuesta contra los márgenes opuestos al mismo tiempo, es decir, primero un incremento debe ser polimerizado contra una pared (vestibular o lingual) y solamente después del segundo incremento debe ser puesto y polimerizado. Con base en estudios de laboratorio algunos métodos de aplicación incremental fueron propuestos para minimizar el riesgo de formación de grietas interfaciales o desarrollo de tensiones acentuadas sobre las cúspides. ^(81, 82)

Durante el proceso completo de polimerización, la deformación plástica o flujo de la resina ocurre y puede ser parcialmente compensada por la fuerza de contracción inducida, ésta deformación plástica irreversible se da en las primeras etapas del proceso de polimerización, cuando la fuerza de contracción excede el límite elástico de la resina restauradora. A medida que la polimerización avanza, la contracción y el flujo disminuyen debido a que la rigidez

aumenta. Cabe mencionar que la combinación de una baja proporción de curado y la rápida formación del enlace adhesivo es considerado favorable para la preservación de la integridad marginal. El efecto de la contracción por polimerización es moderado por la absorción de fluido, lo que causa que la resina compuesta aumente de volumen y compensa la fuerza elástica residual. La configuración de la cavidad determina la efectividad de este mecanismo de compensación, ya que la expansión higroscópica puede forzar a una restauración de resina Clase V a expandirse más allá del margen de la preparación. Se ha demostrado mediante otros estudios que un buen sellado marginal se da mediante la correcta utilización de los materiales restaurativos y previene la microfiltración, la técnica de obturación directa con materiales de adhesión en el sector posterior, que ha demostrado tener menor microfiltración es la técnica incremental diagonal ya que los efectos negativos causados por la fotopolimerización pueden ser superados ampliamente por las capas incrementales del material restaurador adhesivo para aumentar el área existente del material adhesivo libre relativo al área de material adherido, esto evita la polimerización insuficiente del material más profundo que puede ocurrir con la obturación en volumen debido a la profundidad limitada de penetración de la luz, menor contracción debido a que la capacidad de relajación de flujo es mayor y puede ser usada para dirigir la contracción de polimerización hacia las paredes de la cavidad. Con la adición de canforquinona como parte del sistema catalizador y monómeros de metacrilato seleccionados, como el HEMA y el BIS - GMA la polimerización es iniciada en la interfase del adhesivo, esto ha probado ser efectivo en la reducción de la brecha marginal en cavidades tanto en esmalte como en dentina.

POLIMERIZACIÓN

En las resinas fotopolimerizables la polimerización se ve afectada por un mecanismo complejo y se puede atribuir a una irradiación insuficiente de la fuente luminosa o una pequeña penetración dentro del material como resultado del color, la estructura, tamaño y localización también pueden influir en la misma, además de que la profundidad de curado es mayor para las resinas de macrorrelleno que para las resinas de microrrelleno, y esto es debido a la diferente estructura o relleno de partículas, la deficiencia en las resinas de microrrelleno en cuanto al curado, en la eficacia y profundidad del curado debido a la pérdida de la reflexión de la luz desde abajo siendo muy poca para reactivar la superficie no polimerizada inhibida por oxígeno en la superficie de la primera capa de resina, la reactivación de oxígeno que inhibe las capas demostró ser poco problema para los materiales cuando la profundidad de curado era mayor de 3mm. En áreas de mayor profundidad de resinas fotopolimerizables con microrelleno, mostró insuficiente unión entre las partículas de relleno prepolimerizadas y la matriz.

Las características que debe de poseer la luz halógena para obtener una adecuada polimerización es la intensidad, tiempo de exposición, dirección de la luz y diámetro del cono.

CAPÍTULO V

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una de las limitantes en el uso de materiales basados en la adhesión dental en la práctica odontológica es la contaminación salival, además de la importancia con respecto a los efectos que esto tiene en el tiempo de vida del material en boca, en el caso del uso de los compómeros, están indicados en lesiones ya sea por caries, abrasión, erosión que se encuentran en el área cervical, teniendo en consideración que su uso es en cavidades clase V, zonas donde es difícil lograr un aislamiento absoluto, con un alto riesgo a la contaminación dando la posibilidad a una deficiente adhesión entre diente y material restaurador, traduciéndose en microfiltración.

JUSTIFICACIÓN

La contaminación por saliva siempre ha sido de especial interés debido a los efectos que ésta pueda tener en la adhesión del material restaurador, uno de ellos es la microfiltración en cavidades clase V provocadas por erosión, abrasión o caries, las cuales son de difícil aislamiento y restauración por lo que puede presentarse inadecuada adaptación marginal, posible irritación pulpar o el fracaso de la restauración, de ahí la importancia de investigar las implicaciones que tiene la saliva sobre la duración de la restauración en boca.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

HIPÓTESIS

La contaminación por saliva, produce una deficiente adhesión, dando como consecuencia la microfiltración y disminución en la longevidad de las restauraciones con compómeros.

HIPÓTESIS NULA

La contaminación por saliva, no produce una deficiente adhesión, sin dar como consecuencia la microfiltración y disminución en la longevidad de las restauraciones con compómeros.

OBJETIVO GENERAL

Cuantificar la microfiltración en presencia de contaminación salival en preparaciones clase V restauradas usando compómeros Compoglass- F y Luxat cada uno con su respectivo sistema adhesivo.

OBJETIVOS ESPECÍFICO

Valorar el efecto por contaminación salival sobre la microfiltración en preparaciones clase V restauradas usando compómero Compoglass-F.

Valorar el efecto por contaminación salival sobre microfiltración en preparaciones clase V restauradas usando compómero Luxat.

Comparar los efectos sobre la interfase compómero-diente en cavidades clase V, contaminadas y no contaminadas con saliva, restauradas con compómero Compoglass-F.

Comparar los efectos sobre la interfase compómero-diente en cavidades clase V, contaminadas y no contaminadas con saliva, restauradas con compómero Luxat.

MATERIAL

- 20 Molares y 20 Premolares humanos de reciente extracción, conservados en agua bidestilada
- Fresa de bola carburo No. 5
- Fresa de diamante de bola No. 5
- Pieza de Mano de alta velocidad
- Jeringa triple
- Agua bidestilada
- Guantes
- Plumones marcadores
- Sistema de compómeros Luxat (DMG)
- Sistema de compómeros Compoglass F (IVOCLAR-VIVADENT)
- Adhesivo respectivos, Super Lux Dual (DMG), Excite (IVOCLAR-VIVADENT)
- Saliva humana fresca
- Sistema de pulido para compómeros Composite Polished (DMG), Astropol (IVOCLAR-VIVADENT)
- Lámpara de fotocurado Astralis 10 (IVOCLAR-VIVADENT)
- Recortadora de dientes
- Pieza de mano de baja velocidad
- Microscopio Estereoscópico (CARL ZEISS, INTER PLAY MATTEL INC.)
- Azul de Metileno al 0.5%
- Barniz ácido resistente
- Máquina de termociclado (DISEÑO POSGRADO UNAM)
- Ácido fosfórico al 37% Total Etch (IVOCLAR-VIVADENT) y (DMG)
- Cera tipo I, para encerado en boca
- Radiómetro para medir intensidad de luz (IVOCLAR VIVADENT).

MÉTODOS

Se utilizaron 20 molares y 20 premolares humanos recientemente extraídos guardados en agua bidestilada. Fueron etiquetados y posteriormente enjuagados bajo el chorro de agua por 15 minutos para remover posibles partículas contaminantes. Se realizaron preparaciones clase V en la superficie bucal, utilizando pieza de mano de alta velocidad con aire y agua en spray y una fresa de bola de carburo del No. 5 para dentina y fresa de diamante de bola para esmalte del No. 5. Las preparaciones fueron de 1.5mm de profundidad en forma rectangular de 2 X 4 mm, paralelas a la unión cemento esmalte.

Las preparaciones fueron numeradas, y la elección del material restaurador y el método de tratamiento fué asignado en los especímenes al azar, y clasificado en 4 grupos de estudio.

Se utilizó saliva humana fresca obtenida de un grupo de 3 voluntarios sanos que no ingirieron alimentos en los últimos 30 minutos.

Se agruparon de acuerdo al tipo de tratamiento que se aplicó a cada grupo:

GRUPO 1 LUXAT / SUPERLUX DUAL (DMG)

NO CONTAMINADO CON SALIVA

La preparación completa fue grabada con ácido fosfórico al 37% durante 20 segundos, lavada y secada suavemente con aire, dejando la superficie de la cavidad ligeramente húmeda. La preparación fue pincelada con Super Lux Dual (DMG) primer - adhesivo con un aplicador desechable por 20 segundos, se aplicó aire a presión por 2 segundos y después se realizó el polimerizado con lámpara de luz halógena (Astralis 10 IVOCLAR-VIVADENT), a una potencia de 400-450 mW/cm² por 10 segundos, monitoreado con un radiómetro para medir intensidad de luz (IVOCLAR VIVADENT). Se realizó una segunda aplicación de primer - adhesivo, secada con aire a presión por 2

segundos y polimerizada por 10 segundos. Las preparaciones fueron restauradas con compómero Luxat (DMG) por medio de la técnica incremental diagonal y polimerizado por 20 segundos por distal y 20 segundos por mesial y terminado y pulido usando Composite Polished.

GRUPO 2.

LUXAT / SUPERLUX DUAL (DMG)

CON CONTAMINACIÓN SALIVAL

La preparación completa fue grabada con ácido fosfórico al 37% durante 20 segundos, lavada y secada con aire a presión por 2 segundos, la superficie grabada fue contaminada con saliva fresca la cual se dejó sin remover durante 20 segundos, el exceso en la capa de saliva fue suavemente removido con aire a presión, hasta dejar una suave capa visible de humedad. Posteriormente la preparación fue pincelada con Super Lux Dual (DMG) usando un aplicador desechable por 20 segundos se aplicó aire a presión y se realizó el polimerizado con lámpara de luz halógena (Astralis 10, IVOCLAR-VIVADENT), a una potencia de 400-450 mW/cm² por 10 segundos monitoreado con un radiómetro para medir intensidad de luz (IVOCLAR VIVADENT). Se realizó una segunda aplicación de primer - adhesivo, secada con aire a presión y polimerizada por 10 segundos. La preparación fue restaurada con compómero Luxat (DMG) por medio de la técnica incremental diagonal y polimerizada por 20 segundos por distal y 20 segundos por mesial y pulido y terminado usando Composite Polished.

GRUPO 3 COMPOGLASS-F/EXCITE (VIVADENT)

SIN CONTAMINACIÓN SALIVAL

La preparación completa fue grabada con ácido fosfórico al 37% (IVOCLAR-VIVADENT), durante 20 segundos, lavada y secada con aire a presión, dejando la superficie de la cavidad ligeramente húmeda. La preparación fue pincelada con Excite, usando un aplicador desechable por 20 segundos se aplicó aire a presión y se realizó el polimerizado con lámpara de luz halógena (Astralis 10, IVOCLAR-VIVADENT), a una potencia de 400 - 450 mW/cm² por 10 segundos, monitoreado con un radiómetro para medir la intensidad de luz (IVOCLAR - VIVADENT). Se realizó una segunda aplicación de primer - adhesivo, secada con aire a presión y polimerizada por 10 segundos. La preparación fue restaurada con compómero Compoglass-F por medio de la técnica incremental diagonal y polimerizado por 20 segundos por distal y 20 segundos por mesial y pulido y terminado usando el sistema Astropol (IVOCLAR-VIVADENT).

GRUPO 4 COMPOGLASS-F/EXCITE (VIVADENT)

CON CONTAMINACIÓN SALIVAL

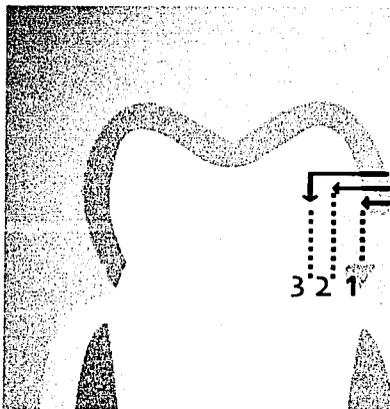
La preparación completa fue grabada con ácido fosfórico al 37% (IVOCLAR-VIVADENT), durante 20 segundos, lavada y secada con aire a presión, la superficie grabada fue contaminada con saliva fresca la cual se dejó sin remover durante 20 segundos, el exceso en la capa de saliva fue suavemente removido con aire a presión, hasta dejar una suave capa visible de humedad. Posteriormente la preparación fue pincelada con Excite usando un aplicador desechable por 20 segundos se aplicó un poco de aire a presión y se realizó el polimerizado con lámpara de luz halógena (Astralis 10, IVOCLAR-VIVADENT), a una potencia de 400 - 450 mW/cm² por 10 segundos monitoreado con un radiómetro para

medir la intensidad de luz (IVOCLAR VIVADENT). Se realizó una segunda aplicación de primer - adhesivo, secada con aire a presión y fotopolimerizada por 10 segundos. La preparación fue restaurada con compómero Compoglass-F por medio de la técnica incremental diagonal y polimerizada por 20 segundos por distal y 20 segundos por mesial y pulido y terminado usando el sistema Astropol (IVOCLAR-VIVADENT).

Una vez terminada la restauración las muestras fueron guardadas por 24 horas en agua destilada, posteriormente fueron sometidos al termociclado con un total de 500 ciclos a temperaturas de $5^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C} - 55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, con un tiempo de 60 seg entre cada ciclo. Los ápices dentales fueron sellados con cera tipo I, y las superficies dentales restantes fueron pintados con 2 capas de barniz ácido resistente, (barniz de uñas) hasta 1mm de los márgenes de la restauración. Los dientes fueron inmersos en tinción de azul de metileno al 1% por 24 horas, posteriormente se removerá el azul de metileno de los dientes al chorro de agua.

Los especímenes fueron cortados usando disco de diamante dentado sagitalmente en 2 secciones. Cada sección fue observada en un microscopio Estereoscópico CARL ZEISS Germany con dos objetivos a 10X y se evaluó la microfiltración por 10 examinadores independientes quienes fueron ciegos a la identidad de las muestras. Los valores lineales de microfiltración se basaron en grado de penetración del tinte, usando el siguiente sistema de graduación:

ESCALA DE MEDICIÓN DE FILTRACIÓN



0 = Sin penetración de tinta

1 = Penetración de la tinta a no más de la mitad de la pared

2 = Penetración de la tinta, más allá de la mitad de la pared, pero sin rebasar la pared axial

3 = Penetración de la tinta más allá de la pared axial

La presencia de microfiltración se registró utilizando la escala señalada en la tabla anterior. La microfiltración es definida como una penetración del tinte a lo largo de la interfase, que existe entre la superficie de la cavidad, los túbulos dentinarios y el material restaurador.

Los recuentos de microfiltración para los grupos fueron analizados estadísticamente por la prueba ANOVA de una vía y de Tukey. Los datos fueron recolectados de acuerdo al esquema anterior se vaciaron en una tabla de acuerdo al grado de filtración, al material usado, y a las condiciones a las que fueron sometidas de contaminación y se graficaron los datos en un histograma, para comparar la diferencia entre los compómeros Compoglass-F y Luxat.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

Tabla 1. Comparación de la Microfiltración de los 4 grupos en la Escala de Medición 3

UNIDADES EXPERIMENTALES	GRUPOS			
	G1 LX/NC	G2 LX/CS	G3 CG/NC	G4 CG/CS
1	1.9	2.8	2.25	2.35
2	2.15	2.65	1.95	2.1
3	2.45	2.8	2.3	1.85
4	2.15	2.65	2.25	2.15
5	1.5	2.1	1.8	1.45
6	.95	1.85	1.75	1.25
7	1.35	1.15	1.6	1.7
8	2.2	2.7	2.4	2.15
9	2.2	2.8	2.45	2.65
10	2.7	2.7	2.65	2.65

G1 LX / NC: GRUPO 1 COMPÓMERO LUXAT NO CONTAMINADO CON SALIVA

G2 LX / CS: GRUPO 2 COMPÓMERO LUXAT CONTAMINADO CON SALIVA

G3 CG / NC: GRUPO 3 COMPÓMERO COMPOGLASS-F NO CONTAMINADO CON SALIVA

G4 CG / CS: GRUPO 4 COMPÓMERO COMPOGLASS-F CONTAMINADO CON SALIVA

$p = 0.839$

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Tabla 2. Especimenes por grupo de investigación	
GRUPO	N
LX / NC	10
LX / CS	10
CG / NC	10
CG / CS	10

Tabla 3. Análisis de Varianza de una Vía (ANOVA)			
GRUPO	MEDIA	DESV. ESTANDAR	COEF. DE VARIAC.
LX / NC	1.955	0.536	0.169
LX / CS	2.420	0.551	0.174
CG / NC	2.140	0.345	0.109
CG / CS	2.030	0.470	0.149

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

Prueba de Tukey, Comparación de Grupos

Las diferencias entre los grupos no es estadísticamente significativo, $p = 0.167$

Con ayuda de una escala de medición de 0 a 3 se recolectaron y juntaron datos de los 4 grupos de investigación, Tabla (1) para sus respectivas comparaciones.

Se aplicó el análisis de varianza de una vía ANOVA y la prueba de Tukey donde se realizó la comparación de todos los grupos.

Se demostró que no existe una diferencia significativa entre los cuatro grupos de investigación ($p = 0.196$).

Bajo la escala de medición 0 a 3, anteriormente mencionada de microfiltración, el grupo experimental que mostró menor microfiltración fue el Grupo 1 donde se obturó con Compómero Luxat, sin contaminación salival, con técnica de obturación incremental diagonal y el que mostró mayor microfiltración fue el Grupo 2 donde se obturó con Compómero Luxat, con contaminación salival, y técnica de obturación incremental diagonal.

Cabe mencionar que aún así la diferencia no fue estadísticamente significativa como para aseverar que la contaminación salival es un factor que influye en la adhesión y que sea un factor que se desencadene, provocando microfiltración en la interfase diente – restauración.

DISCUSIÓN

En la última década los fabricantes se han dado a la tarea de producir nuevos materiales con mejores propiedades que los ya existentes con el propósito de brindar al cirujano dentista mejores resultados clínicos. Dentro de estos materiales se encuentran los compómeros Luxat (DMG) y Compoglass-F (IVOCLAR VIVADENT), que son materiales híbridos creados de la combinación de componentes y propiedades de resinas y ionómeros de vidrio. El compómero tiene las propiedades de una resina compuesta como su dureza, resistencia al desgaste, estética y un sistema de iniciación mejorada, indicado para restauraciones clase V, las partículas de relleno de tamaño más pequeño proporcionan una superficie mayor para que se produzca la reacción, aumentando la liberación de flúor dada por el ionómero de vidrio así como una adhesión química a la dentina proporcionando una superficie más lisa a la restauración.

Los resultados de este estudio indican que en las preparaciones Clase V, restauradas con compómeros y sus respectivos sistemas adhesivos, con contaminación salival no se afectó de manera adversa la adhesión, midiéndose por medio de la microfiltración presente en la interfase diente -- restauración.

Estos resultados son diferentes a los obtenidos Hitt y Cols., quienes mencionan que la contaminación salival afecta la adhesión cuando el esmalte previamente secado se contamina antes de ser aplicado el agente adhesivo, ya que se produce una película de proteínas salivales que inhiben la penetración del adhesivo dentro de la hidroxiapatita y que en las preparaciones que eran contaminadas con saliva sin secar, el agua presente en la saliva facilita la infiltración de los agentes adhesivos hidrofílicos dentro del esmalte.

El aumento de microfiltración era explicado por la absorción de las proteínas salivales en la colágena presente en la dentina lo que reducía la penetración del agente adhesivo e impedir una adecuada hibridización de ésta área.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

En la presente investigación se valoró la microfiltración en cavidades Clase V restauradas con dos diferentes compómeros Luxat (DMG) y Compoglass-F (IVOCLAR VIVADENT), cuyos resultados fueron sujetos a un análisis estadístico de comparación (Análisis de Varianza de una Vía ANOVA y Prueba de Tukey), los resultados obtenidos concuerdan con los de otros autores como J.W.Evancusky y J.C. Meiers ya que no hubo diferencia significativa entre los 4 grupos de investigación.

La menor microfiltración se presentó en el grupo de las muestras donde se utilizó compómero Luxat sin contaminación salival, pero sin llegar a establecer una diferencia significativa con los otros tres grupos. La valoración de la microfiltración en los dos diferentes compómeros con contaminación salival y sin ella, es de importancia para poder predecir las posibles consecuencias clínicas, ⁽³⁸⁾ poniendo especial énfasis en la importancia de manipular los materiales siguiendo estrictamente las indicaciones de cada fabricante.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

CONCLUSIONES

- 1. La contaminación salival en restauraciones Clase V con Compómeros Luxat (DMG) y Compoglass-F (IVOCLAR VIVADENT), no afecta de manera significativa la adhesión.**
- 2. El sellado marginal se obtiene siguiendo los principios básicos en la preparación de cavidades y con la correcta manipulación del material de obturación.**
- 3. Los compómeros Luxat (DMG) y Compoglass-F (IVOCLAR VIVADENT) pueden ser usados en la obturación de cavidades clase V, con sus ventajas clínicas y de manipulación.**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

REFERENCIAS

- 1 Fusayama T. Etiology and Treatment of Sensitive Teeth. *Quintessence Int* 1988;19(12):921-25.
- 2 Davison L, Mjör IA. *Advances in glass-ionomer cements*. 1ª ed. Germany: Ed. Quintessence Books; 1999. p. 201-21.
- 3 Leinfelder KF., Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. *J Am Dent Assoc* 1999;130:1347-1353.
- 4 Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol* 1971;21:313.
- 5 Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132:133.
- 6 Sidhu SK, Watson TF. Resin Modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1995;8:59.
- 7 Smith DC. Polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin. *Oper Dent* 1992;suppl 5:177.
- 8 Wilson AD, MacLean JW. *Glass Ionomer Cement*. Chicago: Quintessence, 1988.
- 9 Bell RR. Glass ionomer restorative and liners shear bond strength to dentin. *J Esthet Den* 1994;6:1:3:129-134.
- 10 Hunt PR, ed. *Glass Ionomers: The Next Generation*. Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers. Philadelphia: International Symposia in Dentistry, 1994.
- 11 Farah JW. Fluoride releasing restorative materials. *Dental Advisor* 1998;15(10):4-5.
- 12 Farah JW. Compomers. *Dental Advisor* 1998;15(8):1-5.
- 13 Owens BM, Halter TK, Brown DM. Microleakage of tooth colored restorations with a beveled gingival margin. *Quintessence Int* 1998;29:356-361.
- 14 McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994;25:587.
- 15 Macchi RL. *Materiales Dentales*. 3ª ed. Argentina: Ed. Médica Panamericana; 2000. p. 177-82.
- 16 Muller CFJ, van Wyk CW. The amelo-cemental junction. *J Dent Assoc South Afr* 1984;39:799-803.
- 17 Feinman RA, Goldstein RE, Garber DA. *Bleaching Teeth*. Chicago: Quintessence, 1987.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

- 18 Fejerskov O, Thylstrup A. Dental enamel. In: Mjör IA, Fejerskov O (eds). Human Oral Embriology and Histology. Copenhagen: Munksgaard, 1986:68-69.
- 19 Black, G. V. A work on Operative Dentistry. The technical procedures in filling teeth. 3a Ed. Médico-Dental Publishing Co. Chicago. EE.UU.,1917.
- 20 Mjor, I.A., y Pindborg, J.J. Histología del diente humano. Editorial Labor, S.A.España,1974.
- 21 Lazzari, E. Bioquímica Dental. 2ª Ed. Editorial Interamericana, México, 1978.
- 22 Khoen, B.,Kramer, I.R.: Fundamentos científicos de la Odontología. Salvat Editores, S.A. España, 1981.
- 23 Kennedy, D. B.: Operatoria Dental en Pediatría. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 1977
- 24 Baum, L., Philips, R.W., y Lund, M.R. Textbook of Operative Dentistry. W. B. Saunders Company. EE.UU.,1981.
- 25 Fusayama T. New concepts in Operative Dentistry, Quintessence Publishing Company Inc. Japan, 1980.
- 26 Silverstone, L. M., et al. Dental Caries aetiology pathology and prevention. The McMillan Press, Ltd. Hong Kong, 1981.
- 27 Gilmore, W. H., y Lund, M. R. Odontología Operatoria. 2ª Ed. Editorial Interamericana. México, 1973.
- 28 Eisenmann DR. Enamel structure. In: Ten Cate AR (ed) Oral Histology Development Structure and Function. Ed 4. St Louis: Mosby,1994:239-256.
- 29 Slomiany BL, Murty VL, Zdebska E, Slomiany A, Gwozdziński K, Mandel ID. Tooth surface-pellicle lipids and their role in the protection of dental enamel against lactic-acid diffusion in man. Arch Oral Biol 1986;31:187-191.
- 30 Harris NO, Christen AG. Primary Preventive Dentistry, ed 3. Norwalk, CT: Appleton & Lange,1991.
- 31 Craig RG. Restorative Dental Materials, ed 8. St Louis: Mosby, 1989:100.
- 32 Torneck CD. Dentin-pulp complex. In: Ten Cate AR (ed). Oral Histology-Development, Structure, and Function, ed4. St Louis: Mosby, 1994:169-217.
- 33 Cassin AM, Pearson GJ, Picton DCA. Fissure sealants as a means of prolonging longevity of amalgam restorations. Clin mater 1991;7:203-207.
- 34 Lopes LM, Leitac JGM, Douglas WH. Effect of a new resin inlay/onlay system on cuspal reinforcement. Quintessence Int 1991;22:641-645.
- 35 Trowbridge HO. Intradental sensory units: Physiological and clinical aspects. J Endod 1985;11:489-498.

- 36 Edwall L, Scott D Jr. Influence of changes in microcirculation on the excitability of the sensory unit in the tooth of the cat. *Acta physiol Scand* 1971;82:555.
- 37 Provenza DV, Seibel W. *Oral Histology-Inheritance and Development*, ed 2. Philadelphia: Lea & Febiger, 1986:291-292.
- 38 Evancusky JW. Microleakage of Compoglass-F and Dyract-AP comonomers in class V preparations after salivary contamination. *J Pediatr Dent* 2000;22(1):39-42.
- 39 Hitt JC, Feigal RJ. Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: An in vitro study. *J Pediatr Dent* 1992;14:41-46.
- 40 Fritz UB, Finger WJ, Stean H. Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system. *Quintessence Int* 1998;29:567-72.
- 41 Cehreli ZC, Usmen E. Effect of surface conditioning on the shear bond strength of comonomers to human primary and permanent enamel. *Amer J of Dent* 1999;22(1):26-30.
- 42 Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Comonomers as class II restorations in primary molars. *J pediatr Dent* 2001;23(1):24-27.
- 43 Papagiannous L, Kakaboura A, Pantaleón F. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer) in Class II restorations of primary teeth: a two-year follow-up study. *J Pediatr Dent* 1999;21(4):231-234.
- 44 Toledano M, Perdigo J, Osorio R, Osorio E. Effect of Dentin Deproteinization on Microleakage of Class V Composite Restorations. *Operative Dentistry* 2000;25:497-504.
- 45 Christensen, G. *Clin Res Assoc News*; 1981.p.5:1.
- 46 Linn, H. Social meanings of dental appearance. *J. Health*; 1966;7:295-298.
- 47 Balwin D.C., Appearance and esthetics in oral health. *Community Dent Oral Epidemiol*; 1980;8:224-256.
- 48 Allen KW. Adsorption Theory of Adhesion. Theories of adhesion. In: Pakham DE (ed). *Handbook of adhesion*, ed 1. Essex, England: Longman, 1992:39,473.
- 49 Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993;37:329.
- 50 Schmidseeder J. *Atlas de la Odontología Estética*. 1ª Ed. España: Ed Masson; 1999. p.85-124.
- 51 Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;suppl5:75.
- 52 Kinloch AJ. *Adhesion and Adhesives. Science and Technology*, ed 1. London: Chapman and Hall, 1987.
- 53 Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Biomed Mater Res* 1982;16:265.

- 54 Stanley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various type of dental lesions according to tooth surface age. *J Oral Pathol* 1983;12:257.
- 55 Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 1994;10:241.
- 56 Duke ES, Lindemuth JS. Polymeric adhesion to dentin: Contrasting substrates. *Am J Dent* 1990;3:264.
- 57 Duke ES, Lindemuth JS. Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 1991;4:241.
- 58 Bounocore M. Simple meted of incresing adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dental. Ress.*,50:125,1955.
- 59 Lee, B. Et al. The influence of phosphoric acid etching on retention of acrylic resin to bovine enamel. *JADA*.82:1381-1386,1971.
- 60 Albers, H.J. *Odontología Estética. Selección y Colocación de Materiales*. Editorial Labor, S. A. Barcelona. España 1988.
- 61 Echevarría JU, *Operatoria Dental Ciencia y Práctica*. 1ª Ed. España Ed. Ediciones Avances Médico Dentales;2000. p. 241-247.
- 62 Roth F, *Los Composites*. Masson; Barcelona España,1994;35-89.
- 63 Simonsen, R. Et al. *Técnica de Grabado Ácido en Prótesis de Puente*. Editorial Panamericana, Buenos Aires, 1984.
- 64 Croll TP. Restoration of Class II Carious Lesions In primary Molars Using Light Herdening Glass. *Quintessence Int* 1993;24(8):561-656.
- 65 Meyers R. Failure Mode of a Posterior Composite Resin Bonded to a Glass Ionomer Cement Treated UIT Various Etching Times and With or Without Coupling. *Quintessence Int* 1990;21(6):501-6.
- 66 Forsten Lennart. Fluoridre Release of Glass Ionomers. *Journal of Esthetic Dentistry*;1994;6(5):216-222.
- 67 Croll Theodore P. Six Years Experience with Glass Ionomer silver Cement. *Quintessence International*;1991;22(10):783-793.
- 68 Berg Joel H. Glass Ionomer Silver restorations: a Desmineralization-Remineralization Concept. *Quintessence International*,1988;19(9);639-641.
- 69 Smith BG, Wright PS. *Utilización clínica de los materiales dentales*. 1ª Ed. España:Ed. Masson;1996.p.138-199.
- 70 Phillips RW. *Skinner la ciencia de los materiales dentales*. 8º ed. México:Interamericana.1996:226-259.

-
- 71 Davis EL. Determination of Demand for Posterior Resin Restorations. J of Prothodontic Dent 1988;59(2):242-48.
- 72 Bayne S, Heymann H, Swift E. Actualidades sobre restauraciones de resinas compuestas. J de Clínica en Odontología. 1996,11(5)41-58.
- 73 Kemp-Scholte CM. Overhang of Class V Composite Resin Restorations from Higrscopic Expansion. Quintessence Int 1989,20(8):551-553.
- 74 Gee AJ. Color Die for Identification of Incompletely Cured Composite Resin. J of Prosthodontic Dent 1984;52(5):626-30.
- 75 Mclean Jhon W. Dentinal bondigs versus glass ionomer cements. Quintessence Int. 1996;27:10:659-67.
- 76 Chain MC, Baratieri LN. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores. 1ª Ed. Brasil: Ed. Artes Médicas Latinoamérica;3-26,2001.
- 77 Burgess J, Norling B, Summitt J. Resin ionomer restorative materials: The new generation. J Esthet Dent 1994;6:207.
- 78 Peters T, Roeters J, Frankenmolen F, Clinical evaluation of Dyract in primary molars: 1-year results. Am J of Dentistry, 1996;9(2)83-88.
- 79 Bounocure, M.G. Preventive dental material. Dental Materials Review. Michigan, EE.UU., 8:136,1977.
- 80 Uribe Echevarría, J., Priotto, E. G., y Núñez de Uribe Echevarría, N. G. Angulación de las vertientes cuspídeas internas en relación con la estructura adamantina y los tallados cavitarios para amalgamas. Avances en Odontoestomatología: Número especial. Odontología conservadora,4:200-213,1988.
- 81 Hansen EK. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. J Dent Res 1986;65:1319-21.
- 82 Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations a new restorative technique. Quintessence Int 1986;17_777-84.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN