



**EFFECTO DE DIFERENTES ESTRATEGIAS PARA UNA CAPA DE
RESINA HIDRÓFUGA ASOCIADA A UN SISTEMA
ADHESIVO UNIVERSAL**

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista

Alumnos: Francesca Cademartori Borquez
Oscar Garrido Bravo
Ximena González Alarcón

Docente guía: Prof. Dr. Jaime Sarmiento Cornejo
Cátedra de Operatoria Dental

Valparaíso – Chile
2015

DEDICATORIA

A mis padres, abuelos y Nicolás, por su amor, trabajo, sacrificio y apoyo incondicional en todos estos años, gracias a ustedes he logrado llegar hasta aquí y convertirme en lo que soy...

Francesca.

A mis padres, hermanas y sobrinos, por todo el esfuerzo y sacrificio que han hecho por mí siempre, su amor incondicional y alegrías entregadas.

A mi abuelita Nana y tío Mino, que a pesar de la distancia siempre estuvieron presente.

A mi abuelita Marta, de la cual tengo los mejores recuerdos.

A mis amigos y amigas de toda la vida, por sus risas infinitas.

A mis fieles negritas, las mejores compañeras en esas largas noches de estudio.

Gracias totales, por hacer de mí una mejor persona.

Oscar.

Lo dedico a mi familia, quienes han estado junto a mí durante todo este proceso, apoyándome y dándome fuerzas para seguir adelante. Sin ustedes no hubiese sido posible nada de lo logrado.

En especial a Juan Esteban, por tu apoyo incondicional en todo sentido a lo largo de estos años. Por estar conmigo y ayudarme en todo lo que has podido.

Ximena.

AGRADECIMIENTOS

Nuestra investigación no sólo es producto de nuestro esfuerzo y perseverancia, existen grandes personas que permitieron su desarrollo.

A nuestro docente guía, Dr. Jaime Sarmiento, quien nos brindó su apoyo y confianza cuando se nos presentaron dificultades.

A nuestros pilares fundamentales para llevar a cabo una investigación de calidad, Dr. Miguel Muñoz y Dra. Iسس Luque, gracias por el tiempo, conocimiento y dedicación brindada.

A nuestros colaboradores extranjeros pertenecientes al equipo de investigación de la UEPG, Dr. Alessandro Loguercio y Dra. Alessandra Reis.

A todas la personas que fueron parte de este proyecto desde sus inicios y nos facilitaron el camino, Marco, Verito, Adelyn, Anita, Camila y Gloria.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	
1. Concepto de adhesión	2
1.1 Factores que afectan la adhesión	3
2. Histología dental	4
2.1 Esmalte	4
2.2 Dentina	4
2.3 Pulpa	5
3. Adhesión a esmalte	5
4. Adhesión a dentina	7
5. Capa Híbrida	8
6. Degradación de la capa híbrida	10
6.1 Degradación de la resina	10
6.2 Degradación de fibrillas colágenas	11
6.3 Procedimientos clínicos para optimizar la adhesión	12
7. Estado del arte de los sistemas adhesivos	13
7.1 Clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos	14
7.2 Sistemas Adhesivos de Grabado Total	16
7.3 Sistemas Adhesivo de Autograbado	17
7.4 Sistemas Adhesivos Universales	18
7.5 Clasificación de los sistemas adhesivos CRA (2000)	20
7.6 Componentes de los sistemas adhesivos	20
7.6.1 Componentes resinosos	20
7.6.2 Solventes	22
7.6.3 Nanorrellenos	24
7.6.3.1 Sílice coloidal	25
8. Pruebas de laboratorio	26
8.1 Pruebas de fuerza de unión adhesiva	26
8.2 Evaluación de la capacidad de sellado	27
8.2.1 Microinfiltración	27
8.2.2 Nanoinfiltración	28
HIPÓTESIS	29
OBJETIVOS	30
MATERIALES Y MÉTODO	31
RESULTADOS	38
DISCUSIÓN	41
CONCLUSIONES	45
SUGERENCIAS	46
RESUMEN	47
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

INTRODUCCIÓN

Los sistemas adhesivos más utilizados en la actualidad por los Odontólogos no cuentan con la capacidad de impregnar totalmente la dentina desmineralizada, cuyas fibrillas colágenas se encuentran expuestas, y en condiciones para ser hibridizadas, a fin de formar la capa híbrida, la que es fundamental para lograr la unión micromecánica entre diente-restauración, otorgando las propiedades físicas y longevidad de ésta.

Al no conseguir una difusión completa de los monómeros de resina, se genera una interfase, la que con el transcurso del tiempo facilita la degradación de la capa híbrida, y en consecuencia la disminución de las propiedades físicas y longevidad de las restauraciones. Además, la acumulación de monómeros hidrofílicos, y especialmente solventes residuales, podrían dificultar la formación de polímeros, disminuyendo el grado de conversión, lo que puede reducir la fuerza de unión a dentina, e incrementar la permeabilidad de la capa adhesiva, posterior a su polimerización, que en consecuencia, resulta en polímeros más susceptibles a la degradación a través del tiempo. Radicando aquí la importancia de nuevas investigaciones en relación al tema.

Hoy en día, existen los conocimientos y la tecnología disponibles en el mercado para reducir estos problemas, así como, nuevos productos que otorgan una mayor versatilidad al profesional al momento de seleccionar un sistema adhesivo y la técnica adecuada, como son los Sistemas Adhesivos Universales.

Uno de los métodos más estudiados en el último tiempo para dar solución a estos inconvenientes, incluye la aplicación pasiva de una capa adicional de resina hidrófuga sobre el sistema adhesivo seleccionado. Esta capa de resina adicional, tiene por objeto aumentar el espesor y la uniformidad de la capa adhesiva, reduciendo además la permeabilidad a través de la interfase, demostrándose resultados significativos en estudios clínico e in vitro al ser aplicada y fotoactivada en forma independiente al sistema adhesivo. Sin embargo, no está descrito en la literatura los resultados obtenidos al co-polimerizar estos productos, ni que ocurre si ésta se aplica en forma activa.

Es por esto, que el momento de fotoactivación, y modo a aplicación de una capa de resina hidrófuga asociada a un sistema adhesivo universal, podrían ser determinantes en las propiedades mecánicas del sistema y en la degradación de la interfase resina-dentina.

MARCO TEÓRICO

1. Conceptos de adhesión

La American Society for Testing and Materials (especificación D 907), define adhesión como “el estado en que dos superficies están unidas por fuerzas entre sus interfases que pueden consistir en fuerzas de valencia, de entrelazamiento, o ambas”.

La palabra *adhesión* deriva del latín *adhaerere* (pegar). Un adhesivo es un material, frecuentemente un fluido viscoso, que une dos sustratos y solidifica, y es capaz de transferir una carga de una superficie a la otra. La adhesión, o la fuerza adhesiva, es la medida de la capacidad de soportar cargas de una unión adhesiva. ⁽¹⁾

Podemos clasificar la adhesión, según sea el mecanismo que se utilice para lograrla, en 2 categorías:

- a) Químico: es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes, basadas en la interacción de los componentes de sus estructuras, ya sean átomos o moléculas.
- b) Mecánico: Corresponde a la unión que se logra entre dos superficies quienes quedan trabadas en función de la morfología de ambas o por la generación de tensiones entre ellas. ⁽²⁾

El doble mecanismo de unión (químico y micromecánico), se cree que es ventajoso en términos de durabilidad de la restauración. La interacción química puede dar lugar a enlaces que resisten mejor la descomposición hidrolítica, manteniendo de esta forma los márgenes de la restauración sellados por un período más largo. El mecanismo de unión micromecánico puede proporcionar resistencia ante la tensión de desunión que se pueda generar. ⁽³⁾

La adhesión en Odontología debe ser analizada en dos aspectos, en relación a la estructura dental, y al material restaurador, lo que varía dependiendo de las propiedades que éstos posean. ⁽⁴⁾

1.1 Factores que afectan la adhesión

- a) **Humectación:** es la expresión de fuerzas atrayentes entre moléculas del adhesivo y el adherente, en otras palabras, es el proceso obtenido de la atracción molecular. La habilidad de humectación de un adhesivo depende de dos factores:
- La limpieza del adherente: entre más limpia la superficie, mejor será la adhesión.
 - La energía superficial del adherente: a mayor energía superficial, mejor será la adhesión.
- b) **Ángulo de contacto:** se refiere al ángulo formado entre la superficie de la gota del líquido y la superficie del adherente. Entre menor sea el ángulo de contacto, mayor será la atracción entre el adhesivo y el adherente, siendo un ángulo de contacto 0° el que obtiene mejor humectación. (Figura. 1)

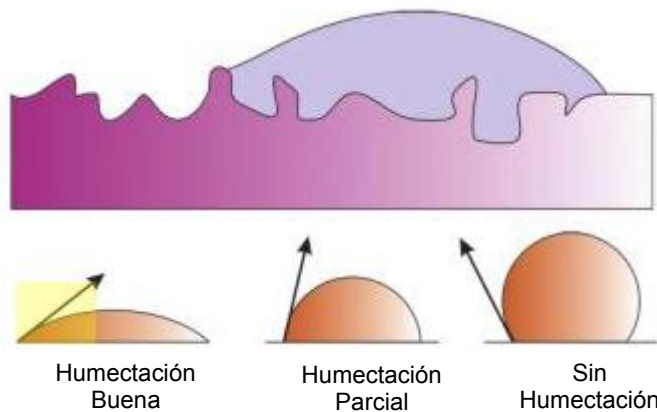


Figura 1

- c) **Energía de superficie:** la tensión superficial del líquido y la energía superficial del adherente, determina el grado de humectación que ocurre. Generalmente, entre más dura la superficie, es mayor la energía superficial, lo que implica que las propiedades adhesivas del material serán más altas.
- d) **Contaminación del sustrato:** la superficie del sustrato debiese ser limpia, pues la contaminación interfiere en la adhesión. El adhesivo debería llenar las irregularidades, consiguiendo de esta forma una superficie lisa, permitiendo un contacto íntimo apropiado.
- e) **Agua:** a mayor contenido de agua, más pobre es la adhesión. El agua puede reaccionar con ambos materiales (adhesivo y resina compuesta), por medio de los grupos polares y enlaces hidrógenos, dificultando la adhesión. ⁽⁵⁾

2. Histología dental

2.1 Esmalte

El esmalte es una estructura cristalina altamente mineralizada que cubre la corona del diente. Se considera como el tejido más duro del organismo, lo que le permite soportar las fuerzas mecánicas aplicadas sobre el diente durante su función. Al mismo tiempo es sumamente frágil, por lo cual necesita una capa subyacente de dentina, más elástica, para mantener su integridad. ⁽⁶⁾

El esmalte maduro es un tejido acelular, avascular y sin inervación. Se constituye químicamente por una matriz orgánica (1-2%), matriz inorgánica (95%), y agua (3%). De este 95%, fundamentalmente es por cristales de hidroxiapatita, los que se organizan formando los prismas o varillas de esmalte, que representan la unidad estructural básica éste. ⁽⁷⁾

2.2 Dentina

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70% app.), con elevado contenido de materia orgánica (18% app), y agua (12%). Esta composición varía según la edad y según el área del tejido dentinario que se analice. ⁽²⁾

La materia dentinaria está compuesta por fibrillas colágenas, principalmente por colágeno tipo I, IV y V, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, proteínas osteogénicas, entre otros componentes trazas. Esta matriz juega un rol fundamental en los mecanismos de adhesión.

Anatómicamente está formada por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelo dentinaria, que contienen el proceso odontoblástico, y forman entre sí un sustrato microporoso. ⁽⁷⁾ Ésta se divide en dentina superficial, la que corresponde a aquella más cercana al límite amelo dentinario (LAD), y está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno, a diferencia, la dentina profunda posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos y menos porcentaje de colágeno, por lo tanto, se considera que la disposición y organización de la dentina varía de acuerdo a la región del diente y su proximidad al tejido pulpar.

En la cercanía al LAD existen aproximadamente 15.000 túbulos/mm² con 0.9 µm de diámetro, mientras que en la cercanía de la pulpa existen alrededor de 60.000 túbulos/mm² con un diámetro de 3.0 µm. El porcentaje que ocupa la dentina intertubular en el LAD es del 96%, y 12% en la cercanía de la pulpa dental, por otro lado, el área ocupada por los túbulos abiertos en el LAD es del 1-3%, mientras que cerca de la pulpa es del 22-25%.

Desde el punto de vista histológico, existen varios tipos de dentina, la dentina intratubular, que es un anillo hipermineralizado que rodea los túbulos dentinarios. Este tipo de dentina se caracteriza por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibrillas colágenas, a diferencia de la dentina peritubular. (2)

Basado en la morfología dentinaria, los fenómenos adhesivos se generan de manera idónea en la dentina superficial y media, ya que en la dentina profunda, el porcentaje de agua y fibrillas colágenas son inversamente proporcionales, es decir, el contenido de agua aumenta a medida que la dentina es más profunda, mientras disminuye el porcentaje de fibrillas de colágeno, lo que dificulta una adhesión efectiva, debido a que la unión micromecánica se produce principalmente con la red colágena previamente desmineralizada. (8)

2.3 Pulpa

La pulpa es un tejido conectivo laxo especializado, relacionado histológicamente y embriológicamente a la dentina, por lo que se habla de complejo dentino pulpar.

Se compone de células, fibrillas colágenas, matriz fundamentalmente amorfa, nervios, vasos sanguíneos y linfáticos. La disposición de estos componentes varía según la zona pulpar que se considere. Posee un 75% de agua y un 25% de sustancia orgánica en un individuo joven. Estas proporciones varían con la edad, con la disminución del porcentaje de agua y el aumento del número de fibrillas. (2)

Para lograr una buena adhesión, debe existir un contacto estrecho entre el adhesivo y el sustrato (esmalte o dentina). La tensión superficial del adhesivo debe ser más baja que la energía de superficie del esmalte y la dentina. Uno de los principales problemas en las resinas de unión a la estructura del diente es que todas las resinas dentales a base de metacrilato contraen durante la polimerización por adición de radicales libres. Los adhesivos dentales deben proporcionar una fuerte unión inicial para resistir las fuerzas de contracción de la resina. (1)

3. Adhesión a Esmalte

El grabado con ácido transforma el esmalte liso en una superficie irregular y aumenta su energía libre superficial. Cuando se aplica un material fluido a base de resina sobre la superficie grabada irregular, la resina penetra dentro de la superficie, ayudada por la acción capilar. Los monómeros del material polimerizan y el material se entrelaza con la superficie del esmalte. La formación de microdigitaciones de resina dentro de la superficie del esmalte es el mecanismo fundamental de la adhesión entre resina y esmalte.

El grabado del esmalte da tres patrones micromorfológicos diferentes. ⁽¹⁾

- Patrón tipo 1: incluye la disolución del centro de los prismas, pero sin diluir la periferia de estos. (Figura. 2)
- Patrón tipo 2: disuelve el esmalte periférico, pero el centro queda intacto. (Figura. 3)
- Patrón tipo 3: es menos definido que los anteriores, sin embargo incluye áreas que se parecen a los otros patrones y aéreas cuya topografía no está relacionada con la morfología de los prismas de esmalte. (Figura. 4)

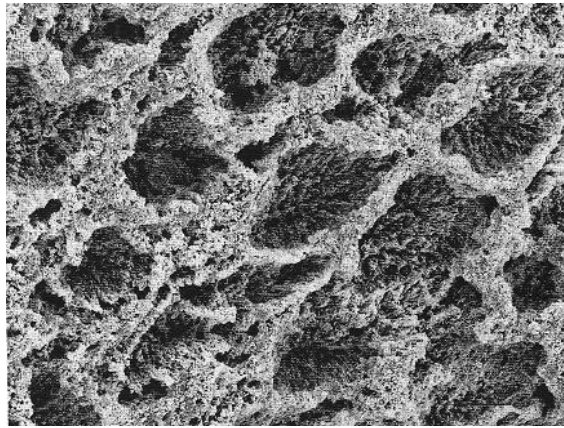


Figura 2

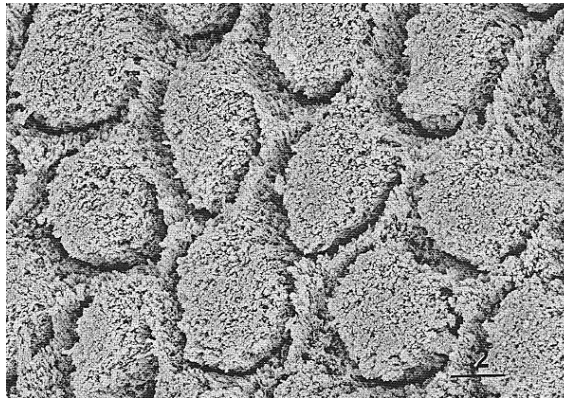


Figura 3

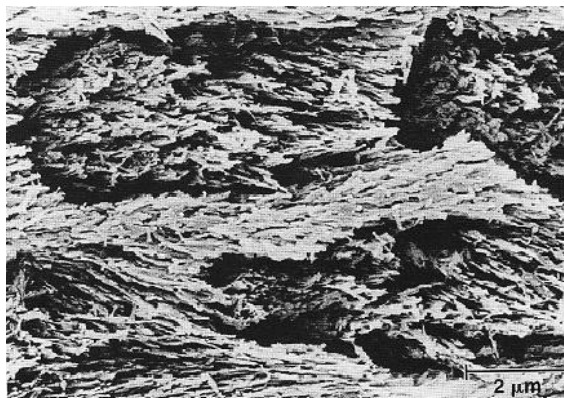


Figura 4

La adhesión a esmalte como se dijo con anterioridad es bien conocida y ha sido corroborada en múltiples estudios. Se ha comprobado que gracias a la composición homogénea del esmalte, tipo de superficie y alta energía superficial (después de la aplicación del agente acondicionador), es posible obtener altos valores de fuerza de adhesión (30 MPa in vitro), siendo estos valores siempre superiores a los obtenidos en dentina, debido a las características especiales de dicho sustrato. Por esta razón, siempre y cuando sea posible se debe preservar el esmalte dental durante la preparación cavitaria. ⁽⁹⁾

4. Adhesión a Dentina

Los materiales adhesivos pueden interactuar con la dentina de diferentes formas (químicamente, mecánicamente, o ambas). Se ha aceptado que la unión micromecánica es tan importante como la unión del esmalte. Los investigadores creen ahora que la adhesión a dentina se basa, principalmente en la penetración de monómeros adhesivos dentro de la red de fibrillas colágenas expuestas por el grabado con ácido.

Problema del sustrato en la unión a dentina:

Aunque el esmalte es un tejido altamente mineralizado compuesto por un volumen de más de un 90% de hidroxiapatita, la dentina contiene una importante proporción de agua y material orgánico, principalmente colágeno tipo I. Además, contiene una densa red de túbulos que conectan la pulpa con la unión amelo dentinaria, una zona de dentina hipermineralizada denominada dentina peritubular, la cual delimita los túbulos, y dentina intertubular, la que es menos mineralizada, que contiene fibrillas de colágeno y que está penetrada por tubulillos que permiten el paso de líquidos. Finalmente, se encuentran fibras tubulares entre los túbulos vecinos, formando anastomosis intertubulares.

La dentina es un tejido hidratado intrínsecamente penetrado por un laberinto de túbulos dentinarios de 1 a 2,5 μm de diámetro llenos de fluidos. El movimiento de fluidos desde la pulpa a la unión amelodentinaria es el resultado de una presión pulpar ligera, pero constante, con una magnitud que alcanza los 25 a 30 mmHg.

Los túbulos dentinarios rodean las extensiones celulares de los odontoblastos y están en comunicación directa con la pulpa. El área relativa ocupada por los túbulos dentinarios disminuye con el aumento de la distancia desde la pulpa. ⁽¹⁾

5. Capa Híbrida

Siempre que se prepara una cavidad en un diente con una fresa u otro instrumento, los componentes orgánicos e inorgánicos residuales forman una capa amorfa de 1 a 5 μm sobre la superficie, denominado smear layer (barro dentinario). Éste llena los orificios de los túbulos dentinarios, creando tapones que se prolongan formando los llamados smear plugs, que pueden extenderse en el túbulo a una profundidad de 1-10 μm , disminuyendo la permeabilidad de la dentina un 86%.^{(10) (1)} (Figura. 5)

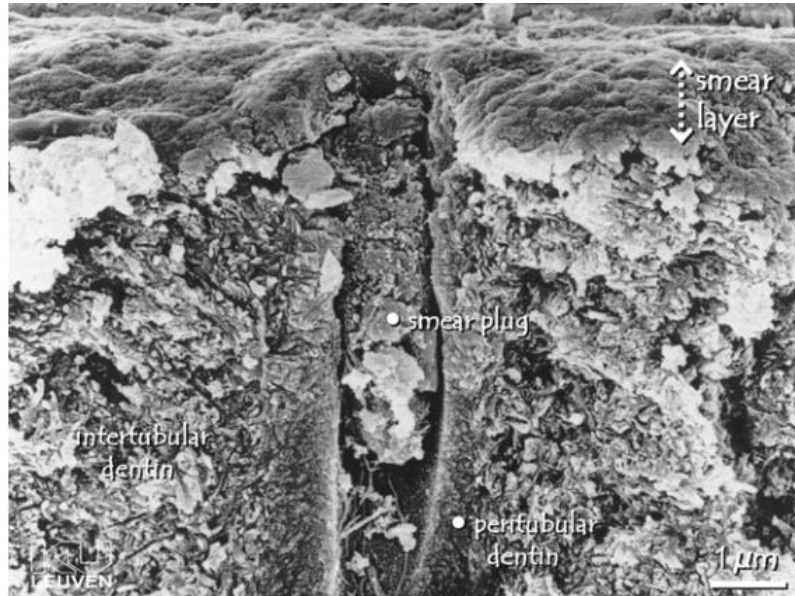


Figura 5

La composición del smear layer es básicamente hidroxiapatita y colágeno desnaturalizado alterado, además de contaminantes y bacterias. Este puede adquirir una consistencia gelatinizada debido a la fricción y calor creado por el procedimiento de la preparación. La porosidad submicrónica de la capa del barro dentinario aún permite la difusión del fluido dentinario.

Existen básicamente dos opciones para enfrentar las bajas fuerzas de unión debido a la presencia del smear layer: remoción de éste previo a la aplicación del sistema adhesivo, o el uso de agentes de unión que pueden penetrar más allá de éste, incorporándolo, formando la llamada "*capa integrada*". Ambas técnicas han demostrado éxito, sin embargo, la remoción del smear layer aumenta la permeabilidad de los túbulos radicalmente, lo que provoca la salida de fluido desde fuera de la cámara pulpar, y viceversa. Después de la eliminación del smear layer por acción de un ácido, la permeabilidad de la dentina a través de los túbulos dentinarios incrementa en más de un 90%.

Anteriormente se temía que la eliminación del smear layer y posterior humectación de la superficie de la dentina, podría afectar la fuerza de unión entre la dentina y el composite, así como el fluido dentinario podría diluir el primer y los agentes de unión. Sin embargo, los sistemas contemporáneos pueden superar el aumento de la permeabilidad, alcanzando una alta y duradera resistencia de unión. ⁽¹⁰⁾

En 1982, Nakabayashi y cols. describieron el proceso en el cual un agente de unión a la dentina, de baja densidad, penetra en parte en la matriz de colágeno (lo que se conoce como penetración intertubular), el resto lo hace dentro de los túbulos dentinarios (lo que se denomina penetración intratubular). En la penetración intertubular, el agente de unión polimeriza junto con el primer formando la capa reforzada por resina, la cual recibió el nombre de capa híbrida.

El proceso de formación de la capa híbrida se conoce como hibridización, fenómeno en el que se producen interdigitaciones de resina dentro de la superficie dentinaria desmineralizada. ⁽⁵⁾

Morfológicamente, la capa híbrida se divide en tres zonas:

1. Cuerpo principal: es el área más extensa y superficial de la capa híbrida, la cual está limitada periféricamente por el tejido dental (esmalte, dentina y/o cemento).
2. Zona tubular o de penetración transdental: es el tag de resina propiamente tal, éste puede llegar a medir aproximadamente entre 3-11 μm . Se reconoce como la unidad morfofuncional de la capa híbrida, porque es la zona de la cual depende principalmente la retención micromecánica del adhesivo, además de ser la encargada de sellar los túbulos dentinarios e impedir la posterior contaminación del substrato dentinario; por lo tanto, esta zona guarda relación directa con el complejo dentino - pulpar.
3. Zona tubular - lateral o de penetración intradentinaria: se refiere a los microtags de resina que se forman lateralmente a los tags principales, son pequeñas ramificaciones de las interdigitaciones de resina de mayor diámetro. ⁽¹¹⁾

La función de la capa híbrida es ser la responsable de la unión micromecánica entre el diente y la resina. ⁽⁵⁾

La “*capa integrada*”, mencionada anteriormente, es producida al utilizar sistemas adhesivos autograbantes, y sus características dependen del potencial de desmineralización de éstos, que a su vez están determinadas por el tipo de ácido utilizado como monómero, el pK_a , la concentración aplicada, la duración de la aplicación, la osmolaridad, la humectabilidad, la viscosidad, la concentración de agua, y su pH.

6. Degradación de la capa híbrida

Hashimoto y cols. describió dos patrones de degradación dentro de la capa híbrida luego de almacenar muestras tratadas con sistemas adhesivos de grabado y lavado de 3 pasos en agua durante 1 año, detallando desorganización de fibrillas colágenas e hidrólisis de la resina de los espacios interfibrilares dentro de la capa híbrida, debilitando de esta forma la fuerza adhesiva de la unión resina-dentina. ⁽¹²⁾

6.1 Degradación de la resina

La hidrólisis es un proceso químico que rompe los enlaces covalentes entre los polímeros por medio de la adición de agua a los enlaces éster, resultando en una pérdida de masa de resina, lo que es considerado como una de las razones principales de la degradación de la resina dentro de la capa híbrida, contribuyendo a la reducción de la fuerza adhesiva creada por los adhesivos dentinarios en el tiempo. ⁽¹²⁾

La sorción de agua causa una disminución significativa en el módulo elástico en las resinas, lo que se piensa contribuye a la reducción de la fuerza adhesiva, independiente de la hidrólisis de la resina. (Breschi L. et al 2008). Este fenómeno es agravado por la incorporación de altas concentraciones de compuestos hidrofílicos en las resinas dentro de los sistemas adhesivos autograbantes. ⁽¹³⁾

De hecho, la degradación hidrolítica ocurre sólo en presencia de agua, la hidrofiliidad del adhesivo, sorción de agua y la subsecuente degradación hidrolítica están generalmente correlacionadas. En otras palabras, esto ocurre por la combinación hidrofílica e iónica de los monómeros de resina dentro del adhesivo tal como en los sistemas adhesivos simplificados, independientemente de la estrategia del sistema adhesivo, sea éste de grabado total o autograbante. Esto conduce a la creación de capas híbridas que se comportan como membranas semipermeables permitiendo movimiento de agua en toda la interfase adhesiva incluso después de la polimerización.

Este paso de agua fue revelado en un estudio de permeabilidad de la interfase adhesiva en donde se utilizó un detector de nitrato de plata amoniacal, el cual fue observado mediante microscopía electrónica. Se trazaron manchas que marcaban difusión en vías llenas de agua en toda la interfase, este conjunto a menudo se denomina “arboles de agua”, es decir, canales de agua característicos en la superficie de la capa híbrida que se extienden hasta la capa adhesiva, apoyando así la hipótesis de la permeabilidad por completo de los sistemas adhesivos simplificados.

Al utilizar previamente este trazador para teñir espacios vacíos, porosidades (especialmente en los sistemas de grabado y lavado) y regiones y/o dominios de polímero hidrófilo llenos de agua (especialmente para los sistemas de autograbado) dentro de las capas híbridas, esta captación de nitrato de plata en estas zonas fue denominado nanoinfiltración (NI). En los sistemas adhesivos de grabado y lavado, esta nanoinfiltración es creada por la discrepancia entre la desmineralización de la dentina y la diferente impregnación del adhesivo a lo largo de la dentina previamente desmineralizada. ⁽¹²⁾

Al utilizar nitrato de plata convencional, la expresión de nanoinfiltración con un patrón reticular puede ser identificada a lo largo de la interfase resina-dentina. Este patrón consiste en una red horizontal u oblicua de depósitos de plata alrededor de fibrillas colágenas sin teñir, además de una serie de manchas verticales de depósitos dendríticos de plata que se extienden casi perpendiculares desde la superficie de la capa híbrida dentro de casi la totalidad de la capa adhesiva. ⁽¹⁴⁾

La nanoinfiltración dentro de la capa adhesiva (fuera de la capa híbrida) fue observada por medio de microscopía electrónica. ⁽¹⁵⁾ Así el hecho de patrón reticular de nanoinfiltración, no puede ser atribuido sólo a la incompleta penetración de la dentina. ⁽¹⁴⁾

Varios estudios han concluido que la unión resina-dentina formada por los sistemas adhesivos de grabado total son propensos a degradación hidrolítica. Siendo los sistemas de grabado total de dos pasos más propensos a degradación hidrolítica que los sistemas de 3 pasos de grabado total. ⁽¹⁶⁾

6.2 Degradación de fibrillas colágenas

La degradación combinada tanto de resina como de colágeno puede aumentar el contenido de agua de la interfase adhesiva en su conjunto. Conduciendo a un efecto perjudicial mayor sobre la longevidad de la unión. El agua de hecho, se ha afirmado que es un de las causas principales tanto de la degradación de la resina como de las fibrillas de colágeno. ⁽¹⁷⁾

En particular el deterioro de las fibrillas de colágeno dentro de la capa híbrida, es detectable tanto in vitro como in vivo, esto indica que hay muchas fibrillas colágenas expuestas dentro de esta capa.

Es conocido que el grado de envolvimiento de las fibrillas de colágeno es diferente dependiendo del tipo de agente de unión, es decir, si se utiliza un sistema adhesivo de grabado total o uno autograbante.

Para los sistemas adhesivos de grabado total, existe un gradiente decreciente de difusión de los monómeros de resina dentro de la dentina previamente grabada con ácido, resultando en zonas infiltradas de forma incompleta a lo largo de la parte inferior de la capa híbrida, que contienen una zona de dentina desmineralizada con fibrillas colágenas expuestas por la discrepancia existente entre la profundidad del grabado ácido y la infiltración incompleta de resina. ⁽¹⁴⁾

A su vez, las fibrillas colágenas no protegidas de las regiones adhesivas pueden ser degradadas por enzimas proteolíticas endógenas que se encuentran en la dentina, llamadas metaloproteinasas de matriz (MMPs). Han sido identificadas 4 tipos de MMPs en la dentina: MMP-2 y MMP-9 (gelatinasas), MMP-8 (colagenasa), MMP-20 (enamelinasa). Estas enzimas son responsables de la degradación de la matriz extracelular en diferentes procesos fisiológicos (morfogénesis de los dientes) y patológicos (caries dental).

Se ha descubierto que las MMPs de la dentina son activadas por los ácidos producidos por las bacterias cariogénicas, y son estas enzimas proteolíticas las que participan de la destrucción de la matriz colágena en los procesos cariosos. ⁽¹⁸⁾

6.3 Procedimientos clínicos para optimizar la adhesión

Varios procedimientos clínicos han sido propuestos para optimizar la adhesión y aumentar la longevidad de las restauraciones.

1. Usar una capa de resina hidrófuga: Desde la incorporación de monómeros hidrofílicos mezclados en los adhesivos simplificados (2 pasos grabado y lavado y un paso autograbantes) disminuye dramáticamente la longevidad de la restauración. La necesidad de una capa de resina hidrófuga sin solvente en la capa adhesiva parece ser esencial para reducir la sorción acuosa y estabilizar la capa híbrida a lo largo del tiempo. Los adhesivos de grabado y lavado de tres pasos y autograbantes de dos pasos debiesen preferirse sobre aquellos simplificados.
2. Extender el tiempo de polimerización: extendiendo los tiempos de fotoactivación de los adhesivos simplificados más allá de lo recomendado por los fabricantes, da como resultado una mejor polimerización y reducción de la permeabilidad, y aparentemente esta medida mejora el comportamiento de estos adhesivos.
3. Uso de inhibidores de MMPs: la utilización de inhibidores de MMPs como el uso de un primer adicional, se ha afirmado que reduce el envejecimiento de la interfase a lo largo del tiempo, mediante la inhibición de la activación de las enzimas endógenas dentinarias, las cuales son responsables de la degradación de las fibrillas colágenas en la ausencia de contaminación bacteriana.

4. Mejorar la impregnación: existen varios métodos recientemente propuestos para mejorar la impregnación dentinaria, entre esos encontramos la aplicación prolongada en el tiempo, técnica de aplicación vigorosa, aplicación del adhesivo asistido mediante impulso eléctrico. Una de las últimas técnicas estudiadas utilizadas aumentaron la fuerza adhesiva y redujeron la nanoinfiltración cuando los adhesivos fueron aplicados bajos los efectos de una señal eléctrica. ⁽¹²⁾

Uno de los inhibidores de las MMPs en la actualidad corresponde a la Clorhexidina, este es un compuesto de propiedades antibacterianas y a su vez es un inhibidor de la actividad proteolítica de las MMPs. Al ser aplicada sobre la dentina en un procedimiento adhesivo puede inhibir la degradación de las fibrillas colágenas de la capa híbrida contribuyendo a una mayor longevidad de la unión resina-dentina. ⁽¹⁸⁾

7. Estado del arte de los Sistemas Adhesivos

En 1955 Buonocore publicó el paper titulado “A simple method of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces” esta publicación es a menudo considerada como la fundación de la Odontología Adhesiva, hoy en día, dicho documento es el número 17 más citado en el Journal of Dental Research. ⁽¹⁹⁾

Buonocore en su publicación destacó diferentes formas de abordar la obtención de unión entre los materiales de restauración y la estructura dental. Estas dos maneras de obtener la unión incluyeron (1) el desarrollo de nuevos materiales con propiedades adhesivas, (2) modificación de materiales presentes para hacerlos adhesivos, (3) el uso de recubrimientos como interfases adhesivas de materiales entre la restauración y el diente, y por último (4) la alteración de la estructura dentaria mediante procedimiento químico para producir una nueva superficie en la cual los materiales presentes puedan adherirse.

Buonocore se centró en el objetivo de lograr unión al esmalte, él creía que el tratamiento a la superficie de esmalte intacto podría limitarse solamente a la aplicación de problemas más generales de la odontología restauradora. Se enfocó en el grabado de esmalte debido a que encontró que el ácido fosfórico o preparaciones que contenían ácido fosfórico habían sido utilizadas para tratar las superficies del metal con el objetivo de obtener una mejor adhesión de la pintura y diferentes capas de revestimiento de resina. ⁽²⁰⁾

Sin embargo, al primero que le surgió la idea de una interfase con el objetivo de aumentar la retención fue el químico suizo Oskar Hagger el cual ya había desarrollado en 1949 un producto adhesivo llamado “Sevriton Cavity Seal” el cual fue el primer producto en darse a conocer en ser capaz de unirse químicamente a la estructura dentaria.

Considerando el trabajo fundamental de Hagger, no hay duda que la tecnología adhesiva moderna tiene sus raíces a finales de la década de los 40, cuando Hagger inicio el uso de monómeros acídicos para lograr unión tanto al esmalte como a dentina. Lo que Bonocuore mostró realmente fue que es más fácil lograr unión a esmalte que a dentina, algo con lo que aún estamos de acuerdo hoy. ⁽¹⁹⁾

La Odontología Adhesiva está basada en el desarrollo de materiales dentales que sean capaces de establecer una unión adhesiva efectiva a los tejidos dentales y a la restauración. En este contexto durante estos últimos años los sistemas adhesivos son considerablemente atractivos como centro de investigación. Una unión adhesiva satisfactoria depende de la química del adhesivo, el manejo clínico apropiado del material, así como también el conocimiento de los cambios morfológicos causados en el tejido dental mediante diferentes procedimientos de unión.

Los adhesivos dentales son usados para diferentes aplicaciones clínicas y pueden ser clasificados basados según su régimen clínico en: Adhesivos de grabado y lavado (Etch-and-Rinse) y Autoagrabantes (Self-Etch). Otras consideraciones importantes de interés son las características anatómicas diferentes que presentan el esmalte y la dentina, los cuales están involucrados en los procedimientos de unión, que además tienen implicaciones por la técnica utilizada, así como también para la calidad de la unión. ⁽²¹⁾

7.1 Clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos

La clasificación más empleada en el medio científico – tecnológico se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico. Se considera que existen seis o siete generaciones, sin embargo, esta clasificación no permite que los sistemas adhesivos sean categorizados con un criterio objetivo y científico. ^{(22) (23)}

Otra clasificación utilizada es la que hace referencia al número de pasos clínicos y constitución física del sistema adhesivo: multifrascos o multicomponentes y monofrasco o monocomponentes

Van Meerbeek y cols, en el 2000, propusieron un sistema de clasificación que se sustenta primordialmente en la estrategia o mecanismo de adhesión utilizado, resumiendo así la diversidad de sistemas que se encuentran en el mercado dental que son capaces de promover la adhesión, y de acuerdo a ello encontramos ⁽²⁴⁾ :

1. **Adhesivos de Grabado Total (Etch-and-Rinse):** esta estrategia de adhesión implica al menos dos etapas y, en su forma más convencional, tres pasos con la aplicación sucesiva del acondicionador, seguido por el agente de imprimación o promotor de la adhesión, y, finalmente, la aplicación del agente de unión real o resina adhesiva. La versión simplificada de dos pasos combina la segunda y tercera etapa, pero mantiene la etapa de grabado y lavado. ⁽²⁵⁾ (Figura. 6)

1.1) Sistema Adhesivo de tres pasos

1.2) Sistema Adhesivo de dos pasos

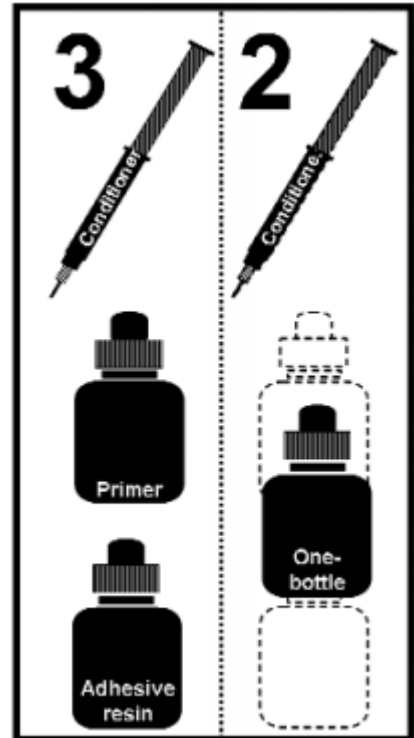


Figura 6

2. **Adhesivos de Autograbado (Self-etch):** incluye un imprimador autograbante en el cual se utiliza una combinación de ácidos orgánicos de carácter polimérico en un sólo procedimiento, siguiendo después con la aplicación de una combinación de compuestos hidrófobos e hidrófilos en algunos casos o directamente con el material restaurador en otros. (Figura. 7)

2.1) Sistema Adhesivo de dos pasos

2.2) Sistema Adhesivo de un paso

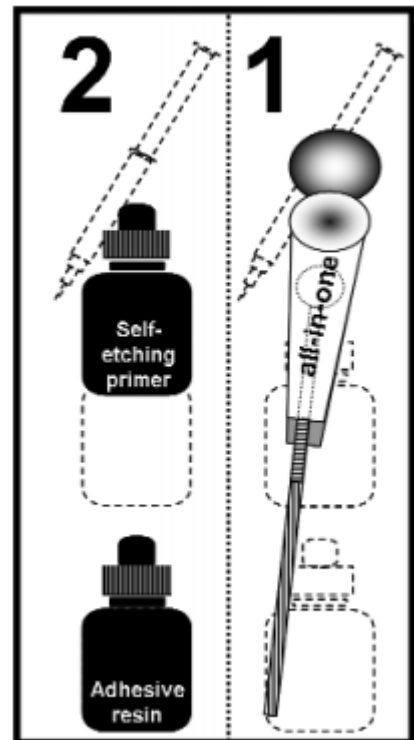


Figura 7

7.2 Sistemas Adhesivos de Grabado Total

La técnica de grabado ácido usada remueve la capa de smear layer y es responsable de la desmineralización dentinaria con una profundidad de 0.5 a 7.5 μm , dependiendo del tipo, concentración, pH, viscosidad del ácido y la duración de su aplicación. ⁽²⁶⁾

La incorporación de monómeros hidrófilos diluidos en solventes orgánicos que desalojan la humedad desde la dentina acondicionada, logran una íntima interacción con dentina desmineralizada intertubular y peritubular. Esta zona, correspondiente a capa híbrida es esencial para la unión a dentina. ⁽²⁵⁾

La interdifusión del monómero hidrofílico en toda la extensión de la dentina peritubular e intertubular descalcificada y su interacción con el sustrato inalterado, es de máxima importancia en esta técnica adhesiva. Los estudios han revelado la importancia de la capa híbrida, aceptando el hecho de que el sistema adhesivo no difunde completamente dentro de la zona desmineralizada y pueden quedar fibrillas colágenas desnudas, existiendo la posibilidad de formación de un espacio nanométrico entre la dentina inalterada y la capa híbrida, produciendo un fenómeno de nanoinfiltración. ⁽²⁶⁾

La gran mayoría de los sistemas adhesivos comercializados en nuestro país, corresponden a este tipo de sistemas, ya sea con o sin la adición del relleno.

Ventajas

- Permite la incorporación de nanopartículas que mejoran las propiedades físicas del sistema adhesivo, además actúan como componente de absorción de estrés residual y refuerza la red colágena. ⁽¹¹⁾
- La eliminación total del smear layer y smear plug favorece el desarrollo de una capa híbrida más gruesa, aumenta de la permeabilidad de la dentina, lo que permite la infiltración de resina más profundamente en los túbulos de dentina. ⁽³⁾

Desventajas

- Mayor riesgo de sobresecar el tejido o que exista exceso de humedad en el sustrato adherente, produciendo sensibilidad post-operatoria.
- Mayor sensibilidad a la técnica (múltiples capas).
- Paso de lavado post-grabado (mayor tiempo clínico y riesgo de contaminación de la superficie si no se utiliza goma dique). ⁽¹¹⁾

7.3 Sistemas Adhesivos de Autograbado

En estos sistemas adhesivos el mecanismo de unión a dentina consiste en un adhesivo autograbante, cuya composición presenta un ácido débil, que es el encargado de producir la desmineralización parcial de la dentina permitiendo el contacto de esta con el acondicionador que difunde y forma la capa integrada que es requerida. Esta capa se diferenciaría de la formada por la estrategia de grabado total en que a nivel microscópico la formación de tags de resina es menos pronunciada, las fibrillas colágenas no serían completamente desmineralizadas, o sea, la hidroxiapatita no sería totalmente eliminada. La hidroxiapatita residual podría constituirse en un receptor adicional de la interacción intermolecular con el grupo carboxílico o fosfato del monómero. ⁽¹¹⁾

Según Gordan y cols, en 1998, los sistemas autograbantes no solamente simplifican la técnica clínica, sino que también disminuyen la sensibilidad de la técnica en comparación con los sistemas convencionales.

Ventajas

- Desmineralización e infiltración de la resina en forma simultánea.
- Posibilidad de monodosis: permite el control de la evaporación del solvente y así mantener la composición estable del adhesivo.
- Adecuada interacción monómero – colágeno.
- Efectivo desensibilizador dentinal.
- Menor importancia a la humedad dentinal.

Desventajas

- Insuficientes estudios (in vitro / in vivo) a largo plazo.
- La fuerza de adhesión que se logra en el esmalte es suficiente, pero es inferior a la que se obtiene con los sistemas adhesivos convencionales (estrategia de grabado total), aunque este es un tema controversial en la actualidad.
- Indicios de hidrólisis de la capa híbrida al cabo de un año.
- No graban el esmalte tan bien como el ácido fosfórico, especialmente si el esmalte no ha sido preparado. El sellado de los márgenes del esmalte in vivo podrían estar comprometidos. ^{(1) (27)}

Dependiendo de la agresividad del grabado, los sistemas adhesivos autograbantes son divididos en adhesivos débiles, intermedios y fuertes. ⁽²⁸⁾

- **Adhesivos autograbantes débiles**

Se caracterizan por tener un pH alrededor de 2. Desmineralizan la dentina sólo a una profundidad de 1 μm , manteniendo hidroxiapatita residual unida al colágeno. Su propiedad más débil es su potencial de unión al esmalte.

- **Adhesivos autograbantes intermedios**

Poseen un pH alrededor de 1.5.

- **Adhesivos autograbantes fuertes**

Tienen pH 1 o menos. El mecanismo de unión es basado primariamente por difusión, similar a la técnica de grabado y lavado.

7.4 Sistemas Adhesivos Universales

Una nueva familia de sistemas adhesivos dentales conocidos como “universales”, “multimodales” o “multipropósito”, ha sido recientemente introducida al mercado. Estos innovadores sistemas adhesivos proporcionan al Odontólogo la posibilidad de decidir cuál estrategia adhesiva utilizar, es decir, tanto una técnica de grabado y lavado, o autograbante. ⁽²⁹⁾

En la literatura no aparece una definición oficial para estos nuevos sistemas, sin embargo, éstos no deben ser confundidos con los adhesivos de 7ª Generación, correspondientes a los autograbantes o “todo en uno”.

Los adhesivos universales han sido descritos por ciertos fabricantes y líderes de opinión como un sistema ideal en una sola botella, que puede ser usado con las diferentes técnicas de grabado ácido (total, selectivo, autograbante), dependiendo del caso clínico específico y las preferencias del operador.

Adicionalmente, los fabricantes indican que los adhesivos universales pueden ser aplicados en restauraciones directas e indirectas, y son compatibles con cementos a base de resina, mediante técnica de auto curado, foto curado y dual. Además, pueden ser utilizados no sólo para unión a dentina y esmalte, sino también como primers en sustratos tales como zirconia, metales preciosos y no preciosos, composites y cerámicas en base sílica. En principio, esto permitiría la unión a superficies sin la necesidad de utilizar primers por separado, como es el caso del silano u otros productos que se comercializan como primers para metal y zirconia. ⁽³⁰⁾

El comportamiento in-vitro de los adhesivos universales es considerado material-dependiente, debido a su compleja composición química.

Para desarrollar un adhesivo universal, se requiere monómeros específicos y de naturaleza multifuncional, los que deben ser capaces de reaccionar con diferentes sustratos, siendo capaz de co-polimerizar con cementos y restauraciones en base a resina, químicamente compatibles. Además, éstos deben tener ciertas características hidrofílicas a fin de humedecer apropiadamente la dentina (que tiene un componente significativo de agua), y al mismo tiempo características hidrófugas, que permanezcan una vez polimerizada a fin de disminuir la hidrólisis y la sorción de agua a través del tiempo.

El grosor de la película del adhesivo polimerizado debe ser lo suficientemente delgado para no interferir con el ajuste de las restauraciones indirectas. Además, los adhesivos universales idealmente, deben ser lo suficientemente ácido para ser efectivo cuando se utiliza con la técnica de autograbado, pero no tan ácido como para descomponer los iniciadores necesarios para la polimerización de cementos de resina de autocurado y duales.

Deben presentar en su composición también, agua, la cual se requiere para la disociación de los monómeros acídicos funcionales, lo que es propio en estos sistemas, haciendo posible usarlos como autograbantes. Uno de los diversos dilemas a los que se enfrentan los químicos al desarrollar estos adhesivos es que si bien cierta cantidad de agua es necesaria, demasiada puede ocasionar degradación, contribuyendo a la separación de los monómeros, disminuyendo la duración de las restauraciones y dificultando la evaporación de los solventes durante la etapa de secado. El agua residual posterior al secado, puede resultar en polimerización incompleta del adhesivo, incrementando la hidrólisis posterior, y comprometiendo de esta forma la interfase adhesiva.

En su formación también cuentan con solventes como etanol o acetona, mejorando la humectancia de las resinas y la infiltración de los tejidos dentarios, así como también favoreciendo la remoción de agua y evaporación durante el paso de secado.

Existen otros factores importantes, que varían entre fabricantes, tal como el pH, iniciador, y monómeros específicos, los que también juegan un rol importante en la viabilidad de estos sistemas, y en ciertas situaciones, brindando ciertas ventajas por sobre otros productos.

7.5 Clasificación de los Sistemas Adhesivos (CRA, 2000)

Esta clasificación es entregada por la Clinical Research Associates: Newsletter (CRA) en su publicación de noviembre del 2000; realizada de acuerdo al número de pasos y tipo de interacción con el sustrato dentario.

Hace comparaciones entre los distintos tipos de Sistemas Adhesivos, donde se evalúan fuerza de adhesión a dentina y a esmalte, características clínicas y el aspecto de la dentina y el esmalte al ser tratados con estos.

A continuación, algunos de los conceptos más importantes publicados por la CRA son:

Tipo I: Ácido Ortofosfórico, se lava y se enjuaga - Primer - Adhesivo.

Tipo II: Ácido Ortofosfórico, se lava y se enjuaga - Primer con Adhesivo.

Tipo III: Ácido Orgánico, no se lava y ni se enjuaga - Primer con Adhesivo.

Tipo IV: Primer Autograbadador y adhesivo.

7.6 Componentes de los Sistemas Adhesivos ⁽³¹⁾

Independientemente del número de botellas, un sistema adhesivo contiene normalmente monómeros de resina, fotoiniciadores, inhibidores o estabilizadores, solventes y relleno inorgánico dependiendo del sistema adhesivo. Sin embargo, la composición proporcional difiere entre las diferentes clases de adhesivos. Es evidente que cada componente tiene una función específica. La comprensión de las propiedades químicas de los componentes de los adhesivos son de suma importancia para entender o incluso predecir su comportamiento.

7.6.1 Componentes resinosos

Son similares a los presentes en los composites, funcionando como una unidad estructural, otorgando las propiedades físico-mecánicas, tal como la resistencia. Ellos son los componentes clave de los adhesivos.

Bis-GMA

El Bis-GMA, también llamada “molécula de Bowen” por quien lo inventó, es universalmente usada no sólo en los sistemas adhesivos, sino también en los composites. El núcleo de este monómero es el mismo al del Bisfenol-A-Diglicidiléter, un monómero epóxico. Sin fotocurado el Bis-GMA es altamente viscoso. Debido a su alto peso molecular, provee una contracción de polimerización más baja y un rápido endurecimiento, caracterizándose el polímero resultante por tener propiedades mecánicas superiores.

Los anillos aromáticos voluminosos de la molécula, hacen que el monómero sea bastante rígido. Esta cualidad ha demostrado tener efectos negativos en el grado de conversión, mientras que los grupos de metacrilatos polimerizables tendrán dificultad en entrelazarse con los grupos metacrilatos. Por lo tanto, es necesario agregar a la mezcla monómeros de un menor peso molecular para lograr la polimerización. Monometacrilatos y dimetacrilatos tales como: UDMA, EGDMA o TEGDMA, los cuales son usados como “diluyentes”.

HEMA

HEMA es un pequeño monómero que es de uso generalizado, no sólo en odontología. Su popularidad en aplicaciones médicas debe ser atribuida a su relativamente buena biocompatibilidad, a pesar de que el monómero sin curar es conocido por su alto potencial alérgico.

El HEMA sin curar, se presenta como un líquido soluble en agua, etanol y / o acetona. Por otra parte, se ha descrito para ser capaz de evaporarse de las soluciones adhesivas, aunque sólo en cantidades muy pequeñas.

Otra característica importante de HEMA es su hidrofilia. A pesar de que este monómero no se puede utilizar como un agente de desmineralización, su hidrofiliidad hace que sea un excelente promotor de la adhesión. Al mejorar la humectancia de la dentina, mejora significativamente la fuerza de adhesión, sin embargo, después de la polimerización todavía exhibe propiedades hidrofílicas, lo que puede ser desfavorable.

10-MDP

El 10-MDP (metacriloiloxi-decil-dihidrógeno-fosfato) un monómero que fue sintetizado originalmente por Kuraray (Osaka, Japón) y, por tanto, patentado por ellos. Se utiliza principalmente como un monómero de ataque químico, debido al grupo fosfato de dihidrógeno, que puede disociarse en agua para formar dos protones.

Es un monómero funcional antifático versátil con un grupo metacrilato hidrófugo en un extremo (capaz de la unión química a cementos y restauraciones a base de metacrilato) y un grupo fosfato polar hidrófilo sobre la otra (capaz de la unión química a los tejidos dentales, metales, y zirconia). Este atributo hace que sea deseable para el uso en un adhesivo "universal". Por otra parte, la cadena principal de carbono largo del monómero hace que sea bastante hidrófuga. Como consecuencia, etanol y acetona son los disolventes más adecuados para este monómero. Además, es claro que el MDP será relativamente estable a la hidrólisis, siempre y cuando se mantenga a distancia del agua.

Además, el 10-MDP es uno de los pocos monómeros utilizados en odontología adhesiva que se ha demostrado que en realidad se unen químicamente a tejidos dentarios a través de enlace iónico al calcio de la hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10} [\text{PO}_4]_6 [\text{OH}]_2$). Durante la reacción se forman sales de Calcio-MDP estables que se depositan en nano-capas de diferentes grados. Este tipo de interacción molecular y la auto-organización, junto con la naturaleza relativamente hidrófuga de 10-MDP, ayuda a explicar por qué este monómero parece ser tan eficaz en la creación de interfases adhesivas que son resistentes a biodegradación. ⁽³⁰⁾

7.6.2 Solventes

La adición de solventes es indispensable en la composición de los sistemas adhesivos para asegurar una correcta adhesión. Mediante la combinación de monómeros hidrófilos de baja viscosidad y el solvente, mejora notablemente la capacidad de humectación y penetración del sistema adhesivo, haciéndolo capaz de ingresar en las microirregularidades de la superficie dentaria lograda mediante el grabado ácido.

En los sistemas adhesivos de grabado y lavado, la función principal del solvente es promover una buena penetración de los monómeros en la trama colágena de la dentina desmineralizada, contribuyendo además a la reexpansión de las fibrillas colágenas en caso de deshidratación dentinaria, teniendo limitaciones según el solvente utilizado. En caso de los sistemas autoadhesivos, el uso de agua como solvente es indispensable para asegurar la ionización de los monómeros ácidos.

La polaridad de los solventes se determina tanto por el momento dipolar y la constante dieléctrica. Los químicos han clasificado a los solventes en tres categorías de acuerdo con su polaridad: polares próticos, que consisten en un grupo hidroxilo que puede formar enlaces de hidrógeno fuertes (Ej. agua y etanol); polar apróticos que no tienen el grupo hidroxilo requerido para formar enlaces de hidrógeno, pero tienen un gran momento dipolar. Por lo general, también contienen un grupo cetona (Ej. Acetona), y apolares.

Los solventes en los sistemas adhesivos: agua, etanol y acetona son los solventes más comúnmente usados.

Agua

Es un solvente polar muy fuerte con una alta constante dieléctrica, capaz de disolver la redes iónicas y compuestos polares. Su capacidad solvente está determinada por su cualidad de formar puentes de hidrógeno. Sin embargo, el agua es un pobre solvente para los compuestos orgánicos, tales como los monómeros, los cuales son bastante hidrófugos. Esta dificultad puede ser superada agregando solventes secundarios como etanol y acetona.

El agua es un componente importante dentro de los adhesivos autoagrabantes para poder ionizar los monómeros acídicos. Sin embargo, entre más alta es la concentración de co-solventes, se formarán menos protones. En el sistema adhesivo de grabado y lavado, el agua es capaz de reexpandir la red de colágeno. Gracias a su alta constante dieléctrica, sólo el agua es capaz de romper los puentes de hidrógeno en las fibrillas de colágeno. No obstante, el alto punto de ebullición del agua y el bajo punto de presión de vapor implica que este solvente sea difícil de remover de la solución adhesiva después de la aplicación en el diente. Además, el equilibrio del agua entre el estado líquido y el gaseoso también está a favor del estado líquido en el ya húmedo ambiente de la cavidad oral, el cual disminuye aún más el rango de evaporación.

Pashley y cols. demostró que los monómeros, tales como el HEMA, disminuyen la presión de vapor de agua aún más, lo cual puede interferir con la remoción de las últimas cantidades de agua.

Tay y cols. demostró que el exceso de agua en los sistemas adhesivos compromete la fuerza de unión del adhesivo debido a las burbujas de agua (fenómeno de sobre-mojado).

Etanol

Al igual que el agua el etanol es un solvente polar prótico que forma puentes de hidrógeno con moléculas del soluto. A pesar de tener una constante dieléctrica menor resulta ser un solvente más eficiente para solutos menos polares. Su alta presión de vapor en comparación al agua permite una mejor volatilización durante la realización de la técnica adhesiva.

Usualmente el etanol es usado conjuntamente con el agua, se ha descrito que ambos solventes forman una mezcla azeotrópica, es decir, con formación de puentes de hidrógeno entre las moléculas de ambos solventes, mejorando la volatilización frente al agua pura.

Acetona

El alto momento dipolo en combinación con su relativamente baja constante dieléctrica permite a la acetona disolver compuestos polares y apolares. Por esta razón, la acetona es una buena elección como solvente en adhesivos que combinan componentes hidrófugos e hidrófilos. Su ventaja principal es su alta presión de vapor, siendo aproximadamente cuatro veces la del etanol. Sin embargo, su gran volatilidad provoca la rápida evaporación desde los envases que contienen el sistema adhesivo afectando la vida útil de los mismos en condiciones apropiadas para su uso.

Los sistemas de grabado y lavado suelen contener acetona para facilitar la extracción de agua. Estos sistemas deben ser aplicados sobre la dentina desmineralizada que se mantiene en un estado húmedo con el fin de evitar el colapso de las fibrillas colágenas.

La acetona de adhesivos que siguen esta estrategia debe garantizar la evaporación de agua que queda en la dentina. Teniendo en cuenta la baja capacidad de enlaces hidrógenos de la acetona, no es capaz de volver a re-expandir las fibrillas colágenas de la dentina deshidratada.

7.6.3 Nanorrellenos

La nanotecnología, también conocida como nanotecnología molecular o ingeniería molecular, es la producción de materiales y estructuras funcionales en el rango de 0.1 a 100 nanómetros, por medio de variados medios físicos o químicos. Hoy, el desarrollo revolucionario de la nanotecnología se ha convertido en la disciplina más potenciada en la ciencia y tecnología. ⁽³²⁾

Recientemente, nanopartículas han sido usadas en la formulación de sistemas de composites de restauración. Con el propósito de mejorar las propiedades físicas y mecánicas, nanopartículas han sido incorporadas también en los sistemas adhesivos.

Las partículas de relleno son usadas en los adhesivos dentales para incrementar la fuerza adhesiva del adhesivo a la dentina por medio de la penetración en los túbulos dentinarios, para disminuir la contracción de polimerización, y para aumentar el módulo elástico de la capa adhesiva. Debido a su tamaño tan pequeño, las nanopartículas son capaces de penetrar a lo largo de los túbulos dentinarios con la matriz de resina adhesiva, proporcionando una capa adhesiva de composite con propiedades mejoradas. La aplicación de nanopartículas en los sistemas adhesivos continúa siendo un desafío en el campo de los materiales dentales, por lo que se requiere más investigaciones significantes al respecto. ⁽³³⁾

Generalmente, la resina adhesiva tiene propiedades mecánicas favorables. Se ha sugerido que la adición de partículas de relleno al sistema adhesivo puede mejorar las propiedades mecánicas de la capa adhesiva y la unión a la dentina. ⁽³⁴⁾

La cantidad de relleno óptima para alcanzar el máximo incremento en la resistencia adhesiva puede ser influida por varios factores. Estos pueden ser el tamaño, la forma, la naturaleza de las partículas de relleno, la superficie de las mismas, el grado de hidrofilia que tengan y el tipo de solvente en que éstas se encuentren inmersas. ⁽³⁵⁾

A medida que el tamaño de las fibras sea más largo dentro de una escala micrométrica, las propiedades físicas y mecánicas fueron mejoradas. Miyazaky y cols. obtuvieron los valores más altos de resistencia adhesiva en un adhesivo experimental que contenía 10% de peso de microfibras con un promedio de tamaño de partículas de 0,05 μm .

Sin embargo, la mayor adición de nanorrelleno incrementa la viscosidad de los adhesivos, dificultando la penetración de los monómeros de resina en los espacios interfibrilares dentro de la red de colágeno, causando espacios dentro del adhesivo.

Por lo tanto, aún existe cierta controversia en cuanto a si nanorellenos pueden reforzar la capa adhesiva como microrrellenos y si pueden fortalecer la unión adhesiva, y con ello aumentar la resistencia de la unión. ⁽³⁶⁾

La resistencia de los adhesivos puede ser suficiente para resistir la contracción de polimerización de los composites sin que se produzcan microcracks o alguna otra discontinuidad en la interfase diente-restauración. Se especula que la adición de partículas de relleno no sólo incrementa la resistencia de los sistemas adhesivos sino que también reduce el número de fallas estructurales que podrían dar origen a una falla catastrófica.

Variaciones en el porcentaje de fibra han demostrado efectos significativos en el grado de conversión en algunos estudios, mientras otros estudios no encontraron influencias significativas. ⁽³⁷⁾

La mayoría de los sistemas adhesivos contienen cargas hidrófugas para mejorar las propiedades mecánicas. Estas cargas se añaden a los adhesivos multifascos, donde el primer y el adhesivo se suministran en botellas separadas. Sin embargo, los adhesivos monofascos contienen monómeros tanto hidrófilos como hidrófugos en una sola botella y se aplican para humedecer las superficies de la dentina. Los monómeros y los materiales de carga entran en contacto con el agua en la dentina húmeda. Por lo tanto, los nanorellenos hidrofílicos podría ser un candidato para mejorar las propiedades mecánicas de los sistemas adhesivos monofascos. ⁽³⁶⁾

Uno de los tipos de nanofibras más utilizados como rellenos en los sistemas adhesivos es la sílica coloidal. ⁽³⁸⁾

7.6.3.1 Sílice Coloidal

El Sílice también conocido como Sílica es otro de los nombres que reciben los óxidos de silicón, siendo el tipo más prevalente de ellos el SiO₂ (Dióxido de Silicio). La Sílica puede ser encontrada naturalmente en forma cristalina como cuarzo siendo este el componente más abundante de la corteza terrestre. La Sílica amorfa, por otro lado, es industrialmente manufacturada en una gran variedad de formas, incluyendo gel de sílica, sílica precipitada, gas de sílica y sílica coloidal.

Un coloide es una dispersión estable de partículas, las cuales son lo suficientemente pequeñas para que la gravedad no provoque que estas decanten, pero lo suficientemente largas para no pasar a través de una membrana y permitir el libre paso de otras moléculas y iones. El rango de tamaño de las partículas varía entre 1 a 100 nm.

El sílice coloidal difiere de los otros tipos mencionados, cuya característica que representa mayormente esta diferencia es su presentación en forma líquida, en contraparte de la presentación en polvo de los otros tipos. Además, esta tiene un área de superficie más amplia.

El sílice coloidal puede ser mezclada con otros químicos, tales como solventes orgánicos; Alcohol, Acetona, y otros solventes polares. Sin embargo, existe un límite de solvente que puede ser adicionado a la solución debido a que puede ocurrir gelificación de este. La compatibilidad mejora al aumentar la constante dieléctrica del solvente, disminuyendo el pH de la sílica coloidal, la disminución de la concentración de esta, y hasta cierto punto el aumento del tamaño de partícula.

En muchas aplicaciones, las propiedades inherentes de los polímeros de revestimiento, no son las adecuadas para cumplir con ciertos requerimientos físicos, tales como, dureza superficial, transparencia, resistencia al rallado. Por lo tanto, muchos trabajos se han dedicado a desarrollar recubrimientos de superficies de alta calidad para mejorar las propiedades superficiales. Esto se ha logrado mediante la incorporación de sílice coloidal y silanos en la formulación de revestimiento. ⁽³⁹⁾

8. Pruebas de Laboratorio

8.1 Pruebas de fuerza de unión adhesiva

Por definición, la prueba de fuerza adhesiva ideal debería ser en primer lugar fácil (lo que implica menor sensibilidad) y relativamente rápida. En general las ventajas de las pruebas de laboratorio son entre otras, (1) la rapidez de reunir los datos sobre un parámetro/propiedad específica, (2) la relativa facilidad de la metodología del test utilizado comúnmente, (3) la posibilidad (necesidad) de medir un parámetro específico, mientras se mantienen otras variables constantes, (4) ser capaz de comparar directamente el desempeño de un material/técnica nueva y/o experimental con un gold estándar, (5) ser capaz de probar simultáneamente muchos (dentro de ciertos límites grupos experimentales) dentro de un mismo estudio, y (6) ser capaz de mayormente de utilizar instrumentos/protocolos de bajo costo. El objetivo final de las pruebas de laboratorio debiese ser obviamente recolectar datos en que pudiesen ser extrapolados al eventual comportamiento clínico.

Con el sentido de medir la efectividad de unión de los adhesivos a esmalte y dentina, diversas metodologías pueden ser utilizadas hoy en día. La fuerza adhesiva puede ser medida utilizando macro tests o micro tests, dependiendo básicamente sobre el tamaño del área adhesiva en el cual se va a trabajar. ⁽⁴⁰⁾

La razón detrás de estos métodos de prueba es que mientras más fuerte sea la adhesión entre el diente y el biomaterial, mejor resistirá el estrés de polimerización de la resina e inherente a las funciones masticatorias.

La fuerza de micro unión es típicamente medida en tracción, como prueba de fuerza adhesiva de micro tracción (μ TBS) la cual fue desarrollada en 1994 por Sano y cols. El área de unión medida es mucho más pequeña comparada al del macro tests siendo esta alrededor de un 1mm cuadrado o menor. ⁽²⁴⁾

Una larga lista de ventajas es típicamente asociada al test de fuerzas de micro tracción cuando se compara a los macro tests, donde lo más importante es el mejor uso del cuerpo de prueba (con múltiples micro especímenes originados a partir de un diente), el mejor control de las diferencias regionales (dentina central versus dentina periférica), la mejor distribución del estrés en la interfase (evitando la falla cohesiva en el sustrato dentario o en el composite. Esto convierte al test de microtracción en una prueba más versátil, a medida que múltiples muestras son obtenidas a partir de un solo diente, estudios más ingeniosos y variables de sustratos son mejor controladas. ⁽⁴⁰⁾

8.2 Evaluación de la capacidad de sellado

Como la longevidad de las restauraciones adhesivas de composite es mayormente afectada por la infiltración de los fluidos orales a lo largo de la interfase del material restaurador y el sustrato dentario, esta evaluación tiene mayor relevancia clínica que las pruebas de fuerza adhesiva a la hora de evaluar la capacidad del adhesivo de mantener sellada la interfase diente restauración. ⁽⁴⁰⁾

Una de las funciones clave de las restauraciones dentales es sellar la dentina expuesta del ambiente oral, para prevenir el daño pulpar y/o la formación de caries secundaria. La infiltración de agua y otros productos puede ocurrir a lo largo de la interfase a través de espacios creados durante la inserción del material restaurador o el uso. Basados sobre el tamaño de dichos espacios, dos tipos de infiltración pueden ser distinguidas: (1) si se presentan espacios grandes, agua, moléculas grandes, e incluso bacterias pueden migrar a través de la restauración, proceso denominado Microinfiltración; o (2) si los espacios son tan pequeños que solo el agua y algunas moléculas pequeñas pueden pasar, como la infiltración es llamada Nanoinfiltración. La diferencia entre ambos tipos es en cierto modo arbitraria ya que ambas pueden ocurrir en forma simultánea. ⁽⁴⁰⁾

8.3 Microinfiltración

La microinfiltración es definida como el paso clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre la pared de la cavidad y el material restaurados aplicado en ella. Todas las restauraciones en basadas en materiales de resina contraen e inducen a estrés a la interfase, lo que puede conducir a la formación de un espacio y al estrés de la interfase. Muchas técnicas han sido usadas para evaluar la microinfiltración, obteniendo resultados considerablemente diferentes. ⁽⁴⁰⁾

8.4 Nanoinfiltración

Sano y cols el año 1994 dio a conocer que la infiltración puede ocurrir entre la capa híbrida y la dentina intacta, incluso cuando los espacios no pueden ser observados. Esto fue morfológicamente evaluado con iones de Ag (plata) extremadamente pequeños. Se cree que esta infiltración del rastreador (partículas de Ag) representa potenciales espacios en la capa híbrida o dentro de espacios submicrones desmineralizados que no han sido llenados efectivamente por la resina adhesiva. Dichos espacios son tan pequeños que las bacterias no son capaces de entrar, sin embargo, hacen la unión más susceptible a la degradación hidrolítica y bacterial por productos tales como ácidos y enzimas.

Tay y cols, el año 2002, dio a conocer que la absorción de la plata puede más probablemente representar áreas de permeabilidad aumentada dentro de la matriz de resina. En dichas zonas el agua es removida en forma incompleta, obteniendo como resultando regiones de polimerización incompleta y/o la formación de un hidrogel de HEMA presente en los sistemas adhesivos. Esta absorción de agua a lo largo de los adhesivos fue especialmente notada en los autoadhesivos de un paso, los cuales pueden consecuentemente ser considerados como una membrana semipermeable que atrae el agua, como evidencia de una infiltración difusa de la resina adhesiva. (23, 24)

HIPÓTESIS

H₀₁: El uso de una capa de resina hidrófuga no influye en la resistencia de unión adhesiva microtraccional, ni en los patrones de nanoinfiltración.

H₀₂: El momento de fotoactivación (en conjunto o por separado) del sistema adhesivo universal asociado a la aplicación de una capa de resina hidrófuga, no influye en la resistencia de unión adhesiva microtraccional.

H₀₃: El modo de aplicación (activo o pasivo) de la capa de resina hidrófuga asociada al sistema adhesivo universal, no influye en la resistencia de unión adhesiva microtraccional.

H₀₄: El momento de fotoactivación (en conjunto o por separado) del sistema adhesivo universal asociado a la aplicación de una capa de resina hidrófuga, no influye en la nanoinfiltración.

H₀₅: El modo de aplicación (activo o pasivo) de la capa de resina hidrófuga asociada al Sistema Adhesivo Universal, no influye en la nanoinfiltración.

OBJETIVOS

General

Evaluar el efecto en las propiedades adhesivas del momento de fotoactivación de un sistema adhesivo universal, y el modo de aplicación de una capa de resina hidrófuga asociada a éste.

Específicos

1. Evaluar la resistencia de unión adhesiva microtraccional (MPa) al aplicar un sistema adhesivo universal con técnica self-etch, asociada a una capa hidrófuga, fotoactivadas por separado y en conjunto.
2. Evaluar la resistencia de unión adhesiva microtraccional (MPa) al aplicar un sistema adhesivo universal con técnica etch-and-rinse asociada a una capa hidrófuga, fotoactivadas por separado y en conjunto
3. Evaluar la nanoinfiltración (%) de la capa híbrida obtenida al aplicar un sistema adhesivo universal con técnica self-etch, asociada a una capa hidrófuga, fotoactivadas por separado y en conjunto.
4. Evaluar la nanoinfiltración (%) de la capa híbrida obtenida al aplicar un sistema adhesivo universal con técnica etch-and-rinse, asociada a una capa hidrófuga, fotoactivadas por separado y en conjunto.

MATERIALES Y MÉTODOS

1. Tipo de estudio

Estudio experimental *in vitro*.

2. Selección de la muestra

Se recolectaron 60 terceros molares extraídos sanos, provenientes de pabellón de Postgrado de Cirugía y Traumatología Maxilofacial de la Universidad de Valparaíso, y Políclínico del Servicio de Salud de la Armada de Valparaíso, en los períodos de Diciembre de 2014 a Mayo de 2015, previa aprobación del estudio por el Comité de Ética local y Comité de Bioseguridad. Para todo caso se siguió los principios éticos para investigación médica en seres humanos, planteados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Se obtuvo el consentimiento informado de cada paciente antes del acto quirúrgico. (Anexo 1)

Para el cálculo de muestra se replicó protocolos disponibles en la literatura en relación al tema en cuestión y los test que deben ser aplicados, los cuales indican utilizar un total de 5 unidades experimentales mínimo por grupo (n=5), valor obtenido a través de un test de cálculo de superioridad, considerando un nivel de significancia de 5% y un poder de 80%.

Según Neter y cols. una unidad experimental es la subunidad más pequeña del experimento en el que dos tratamientos diferentes pueden ser aplicados. Cuando microtracción es la prueba seleccionada, los especímenes (0,8 mm²) originarios de un solo diente por lo general reciben el mismo tratamiento; por lo tanto, no pueden ser considerados unidades experimentales separados. Esta es la razón por la cual los valores de resistencia adhesiva de todos los especímenes que se originan en el mismo diente se promedian para fines estadísticos.

Criterios de inclusión

Terceros molares extraídos sanos; sin caries, ni obturaciones, ni defectos dentinarios, obtenidos dentro del tiempo de recolección y conservados en suero fisiológico de manera inmediata posterior a la exodoncia, con recambio semanal de la solución, almacenados en condiciones de refrigeración (4°C), y sin superar el plazo de 6 meses una vez realizadas las extracciones.

Criterios de exclusión

Terceros molares extraídos con alteración de su integridad anatómica y almacenados en condiciones no óptimas para los objetos de estudios.

3. Análisis Estadístico

Los datos de resistencia de unión adhesiva microtraccional y nanoinfiltración, fueron analizados separadamente, usando ANOVA de 2 vías (variables independientes: momento de fotoactivación del sistema adhesivo y modo de aplicación de la resina hidrófuga), ANOVA de 1 vía para comparar las estrategias adhesivas utilizadas (self-etch y etch-and-rinse) entre ellas y con los controles; y por último test de Tukey's para realizar el análisis de comparación múltiple.

Nivel de significancia: 0,05
Intervalo de confianza 95%.

4. Metodología de trabajo

4.1 Variables

Momento de Fotoactivación

Definición Conceptual	Oportunidad en la cual se da inicio al proceso de emisión de luz por transferencia de electrones, para formar moléculas de mayor peso molecular, denominadas polímeros.
Definición Operacional	<u>Separado</u> : oportunidades en el que se produce la fotoactivación del sistema adhesivo y la resina hidrófuga. <u>En conjunto</u> : oportunidad en la cual, tanto el sistema adhesivo, como la resina hidrófuga son fotoactivada.
Tipo de Variable	Cualitativa, dicotómica

Modo de Aplicación

Definición Conceptual	<u>Pasivo</u> : colocación de una cosa sobre otra o en contacto con otra de modo que permanezca inactivo dejando que las sucesos ocurran sin su intervención. <u>Activo</u> : colocación de una cosa sobre otra o en contacto con otra de modo que produzca un efecto esperado.
Definición Operacional	<u>Pasivo</u> : aplicación de la resina hidrófuga sin ejercer presión del microaplicador sobre la superficie dentinaria. <u>Activo</u> : aplicación de la resina hidrófuga ejerciendo presión del microaplicador sobre la superficie dentinaria.
Tipo de Variable	Cualitativa, dicotómica

4.2 Plan de trabajo

Preparación dentaria

En primer lugar, para el proceso de obtención de las muestras, se limpió la superficie dentaria, de ser necesario, a fin de eliminar los restos de tejido epitelial radicular con cureta #13/14 (HuFriedy, Chicago, IL, EUA). (Figura 8A)

Luego, se desgastaron los dientes por el lado de la cara oclusal, vestibular, lingual/palatina y proximales hasta obtener una superficie plana con exposición total de dentina. Para esto se utilizó lija al agua de grano #180 (Figura 8B). Una vez expuesta la dentina se procedió a simular la formación de smear layer según procedimiento estándar, utilizando una lija de grano #600 durante 60 segundos sobre la cara oclusal de cada molar ^(43, 46, 48, 49). (Figura 8C)

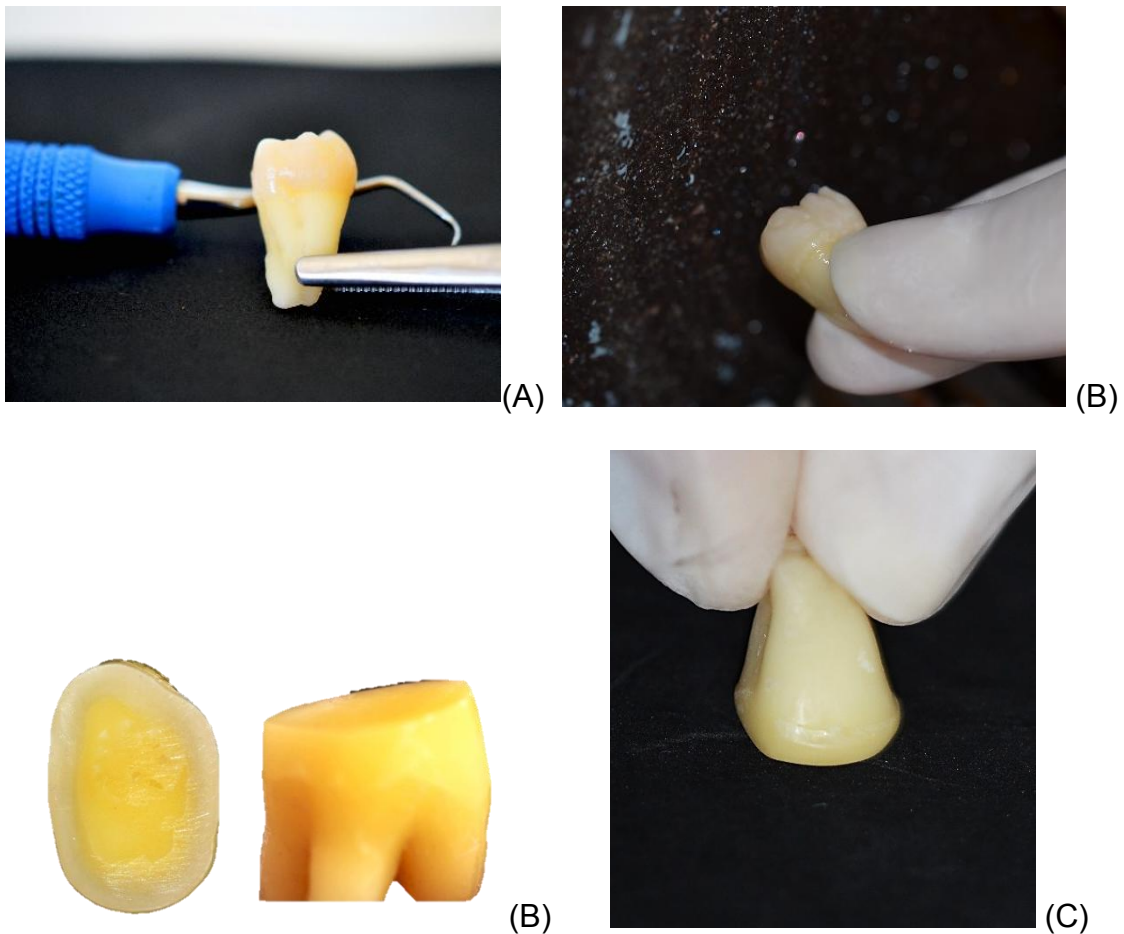


Figura 8

Procedimiento restaurador y preparación de los cuerpos de prueba

Los dientes preparados fueron asignados aleatoriamente en 10 grupos (n=6), acorde a la combinación de los factores:

1. **Momento de Fotoactivación (Fa) del sistema adhesivo universal:** para esta variable experimental, el sistema adhesivo y la resina hidrófuga (HB, Heliobond), fueron fotoactivados por separado (FaSp), o en conjunto (FaJt).
2. **Modo de Aplicación de HB:** en este caso, el HB fue aplicado en forma activa o pasiva sobre el sistema adhesivo universal.

Ambas variables fueron estudiadas tanto en técnica self-etch (SE) y etch-and-rinse (ER). Como grupo control (SE) y (ER), fueron aplicados de acuerdo a las instrucciones del fabricante. (Tabla I)

Después del procedimiento adhesivo, todos los dientes fueron restaurados mediante el uso de resina compuesta con partículas de nanorelleno (Filtek Z350, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), mediante técnica incremental con 2 incrementos de 2 mm cada uno y se fotopolimerizó durante 40 segundos con una con lámpara de fotocurado Bluephase (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lichtenstein), a dos pulsos, 650 mW/cm² y 1200 mw/cm² respectivamente (programa Soft).

Luego de restaurados los dientes, estos se almacenaron en agua destilada a 37°C por 24 horas. Las muestras se seccionaron longitudinalmente en sentido x, y, z, utilizando un disco de diamante de baja velocidad (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 9A) obteniendo de 25 a 30 cuerpos de prueba medidos en su sección transversal para calcular área de ellos (0.8 mm²) con un calibrador digital (Bull Tools, Hangzhou, Zhejiang China) (Figura 9B), los cuales posteriormente fueron sometidos a tensión en el microtensiómetro (Figura 9C), excepto 2 cuerpos de prueba, que fueron seleccionados en forma aleatoria para ser evaluados en el test de nanoinfiltración.

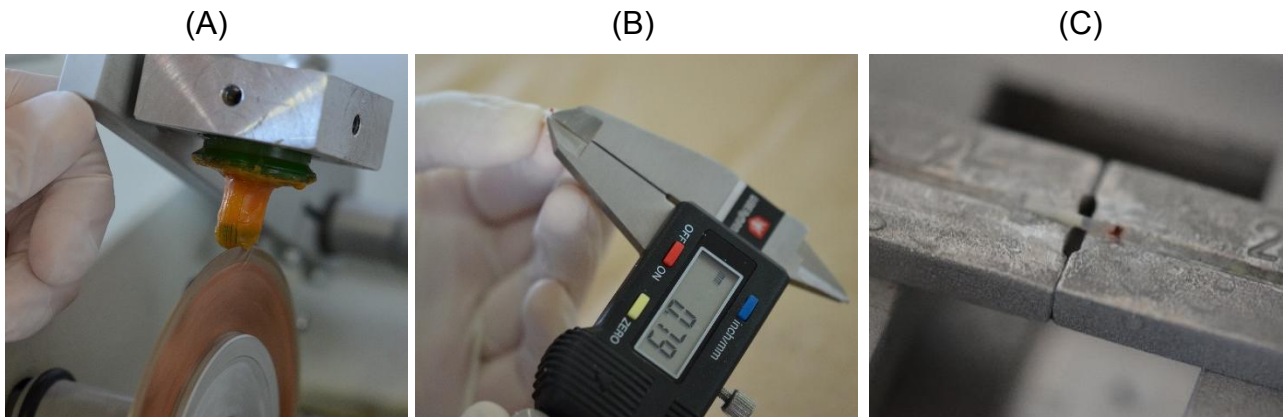


Figura 9

Material/ Número de lote	Composición	Estrategia Adhesiva			
		SE		ER	
<p>Heliobond - HB (T34087)</p> <p>Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lischtenstein</p>	<p>Bis-GMA, TEGDMA</p>	<p>1. Aplicar el adhesivo sobre toda la superficie con un microaplicador, friccionando por 20 s.</p> <p>2. Soplar el líquido durante 5 s con una suave corriente de aire, hasta que ya no se mueva y el solvente se haya evaporado completamente.</p> <p>3. Fotoactivar por 10 s</p>		<p>1. Aplicar ácido grabador por 15 s</p> <p>2. Enjuagar por 10 s</p> <p>3. Soplar por 5 s</p> <p>4. Aplicar el adhesivo del mismo modo que self-etch.</p>	
		Modo de aplicación		Modo de aplicación	
		FaSp	FaJt	FaSp	FaJt
<p>Single bond Universal Adhesive - SBU (564029)</p> <p>3M ESPE, St. Paul, MN, EUA</p>	<p>1. Grabador: ácido fosfórico 34%, agua, sílica amorfa sintética, polietilenglicol, óxido de aluminio (Scotchbond Universal Etchant)</p> <p>2. Adhesivo: MDP monómero fosfato, dimetacrilato y resinas, HEMA, copolímero de ácido poliaquenoico modificado con metacrilato. fibras, etanol, agua, iniciador, y silano.</p>	<p>1. Aplicar del mismo modo que self-etch.</p> <p>2. Luego de fotoactivar por 10 s, aplicar una fina capa de Heliobond con un microaplicador sobre la superficie dentaria (activo o pasivo)</p> <p>3. Aplicar aire hasta obtener una óptima capa delgada.</p> <p>4. Fotoactivar por 10 s</p>	<p>1. Aplicar del mismo modo que self-etch.</p> <p>Sin fotoactivar</p> <p>2. Aplicar una fina capa de Heliobond con un microaplicador sobre la superficie dentaria (activo o pasivo).</p> <p>3. Aplicar aire hasta obtener una óptima capa delgada.</p> <p>4. Fotoactivar por 10 s</p>	<p>1. Aplicar del mismo modo que self-etch.</p> <p>2. Luego de fotoactivar por 10 s, aplicar una fina capa de Heliobond con un microaplicador sobre la superficie dentaria (activo o pasivo)</p> <p>3. Aplicar aire hasta obtener una óptima capa delgada.</p> <p>4. Fotoactivar por 10 s</p>	<p>1. Aplicar del mismo modo que self-etch. Sin fotoactivar</p> <p>2. Aplicar una fina capa de Heliobond con un microaplicador sobre la superficie dentaria (activo o pasivo).</p> <p>3. Aplicar aire hasta obtener una óptima capa delgada.</p> <p>4. Fotoactivar por 10 s</p>
<p>HEMA = 2-Hidroxietil metacrilato; MDP = metacriloxidecil dihidrogeno fosfato; Bis-GMA = bisfenol glicidil metacrilato; TEGDMA = Trietilen glicol dimetacrilato.</p>					

Tabla I. Componentes y estrategias adhesivas

Test de resistencia de unión adhesiva microtraccional (μ TBS)

Se utilizó la máquina Microtensile OM (Odeme, Biotechnology Joaçaba, SC, Brasil) para someter a tensión los cuerpos de prueba. Éstos se unieron individualmente al dispositivo Geraldeli jig (Odeme, Biotechnology Joaçaba, SC, Brasil) con gel de cianocrilato (IC-Gel, bSi, Atascadero, CA, EUA) y se sometieron a tensión a una velocidad de 0.5 mm/min hasta su fractura. Los valores de la resistencia de unión adhesiva microtraccional se calcularon dividiendo la carga (Newton) en que se produce la fractura por el área de la sección transversal (mm^2) del cuerpo de prueba.

$$\mu\text{TBS (MPa)} = \frac{F \text{ (Newton)}}{\text{Área (mm}^2\text{)}}$$

Fue evaluado el patrón de fractura de los cuerpos de prueba según la siguiente clasificación:

- Cohesiva (C): Falla exclusiva dentro de dentina o resina compuesta.
- Adhesiva (A): Falla de la interfase resina-dentina.
- Mixta (M): Falla de la interfase resina-dentina, que incluye falla cohesiva.

El análisis se llevó a cabo mediante la utilización de esteromicroscopía de magnificación 100x (Modelo SZ-PT, Olympus, Tokyo, Japón).

Test de Evaluación de Nanoinfiltración (NI)

Dos cuerpos de prueba de cada muestra, se utilizaron para la evaluación de la nanoinfiltración. Se preparó de acuerdo al protocolo descrito previamente por Tay y cols. Los cuerpos de prueba se sumergieron en una solución de nitrato de plata amoniacal al 50% en oscuridad durante 24 horas, se lavaron con agua destilada, luego se sumergieron en una solución de revelado fotográfico (Kodak GBX, Eastman Kodak Company, EUA) durante 8 horas bajo luz fluorescente para precipitar los iones de plata en granos de plata metálicos que se introducen en los espacios de la interfase adhesiva. Los cuerpos de prueba se pulieron con lija de carburo de sílice #1200, 1500, 2000, 3000 y 4000 y papel fieltro con pasta diamantada de 0,3 y 0,5 micrones (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA).

A continuación, estos se limpiaron en cuba ultrasónica por 4 ciclos de 60 segundos montados en una matriz y revestidos con una capa de oro/carbono (Shimadzu IC 50, Tokio, Japón). La interfase resina-dentina se analizó en el microscopio electrónico de barrido de emisión de campo operado en el modo de retrodispersión (SSX-550, Shimadzu, Tokio, Japón).

Tres microfotografías se capturaron de la interfase resina-dentina de cada cuerpo de prueba. El porcentaje relativo por área de nanoinfiltración dentro de las capas adhesivas e híbridas en cada cuerpo de prueba se midió en todas las microfotografías utilizando el software UTHSCSA ImageTool 3.0 (Departament of Dental Diagnostic Science at The University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX, EUA) por un investigador cegado con respecto a la división de los grupos. Los valores obtenidos de cada cuerpo de prueba se promediaron para fines estadísticos. La media de todos los cuerpos de prueba por grupo de nanoinfiltración de la misma muestra se promediaron para fines estadísticos.

RESULTADOS

Cuando se utilizó FaJt, la aplicación activa de HB disminuyó significativamente los valores de μ TBS respecto a la aplicación pasiva ($p < 0,01$). En FaSp la aplicación activa resultó en valores de μ TBS más altos ($p < 0,01$), para la estrategia SE. (Tabla II).

Cuando se utilizó FaSp, la aplicación activa de HB aumentó significativamente los valores de μ TBS respecto a la pasiva ($p < 0,01$). Para FaJt, el modo de aplicación no influyó en μ TBS ($p < 0,01$), cuando se utilizó la estrategia ER. (Tabla II)

Tabla II. Valores de μ TBS, media (MPa) y desviación estándar (\pm) de cada grupo experimental.

Estrategia Adhesiva	Grupo Control	Momento de Fotoactivación			
		FaSp		FaJt	
		Aplicación pasiva del HB	Aplicación activa del HB	Aplicación pasiva del HB	Aplicación activa del HB
SE	36.8 \pm 6.2 B,a	37.8 \pm 5.5 B,a	39.4 \pm 7.7 A,a	31.5 \pm 7.5 B,a	17.5 \pm 4.7 C,b
ER	37.5 \pm 4.2 B,b	30.9 \pm 7.5 B,b,c	41.5 \pm 5 A,a	45.7 \pm 4.5 A,a	40.6 \pm 3.1 A,a

(*) Letras mayúsculas (estrategia adhesiva) y minúsculas similares (fotoactivación y modo de aplicación de HB) indican que no hay diferencia estadísticamente significativa.

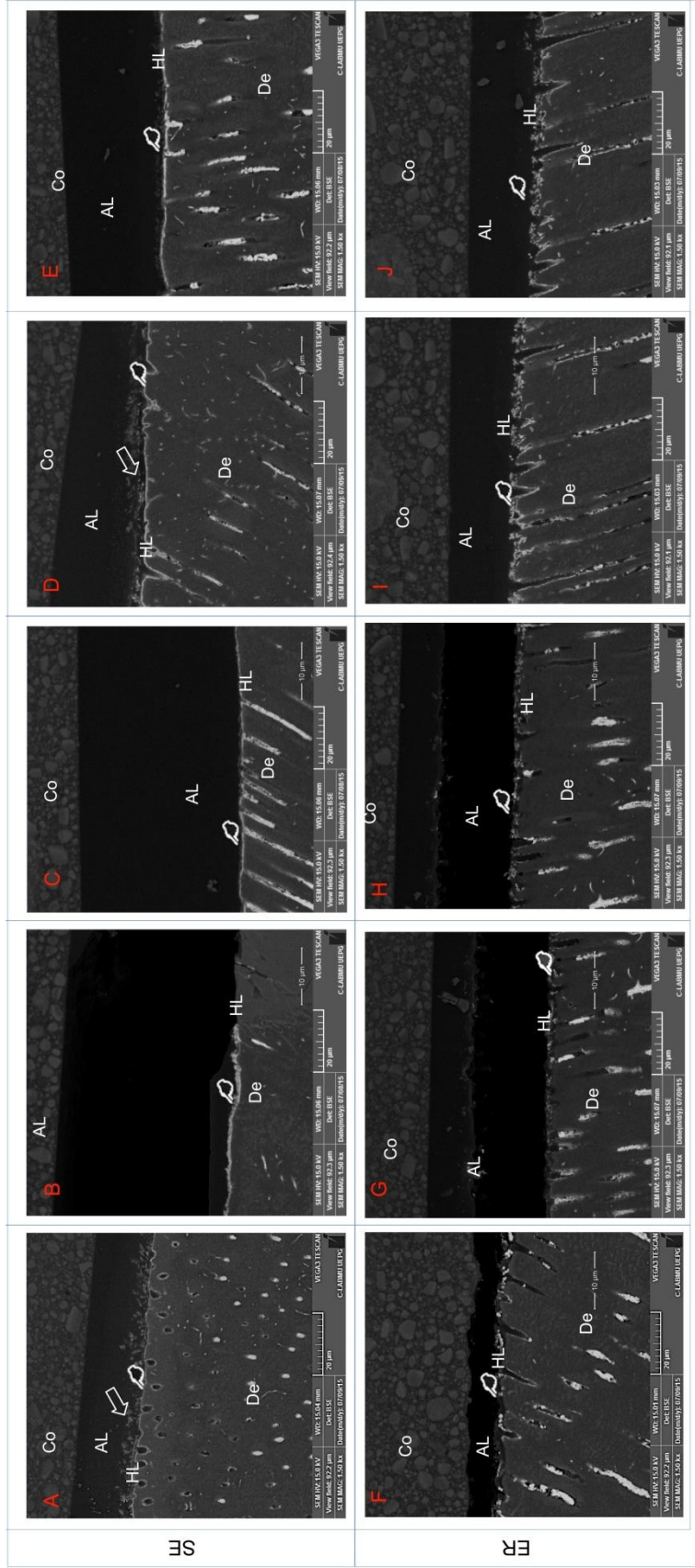
Baja NI respecto al control se observó cuando el HB fue aplicado independientemente del momento de fotoactivación y modo de aplicación ($p < 0,01$). (Tabla III) (Figura 10)

Tabla III. Valores de NL, media (%) y desviación estándar (\pm) de cada grupo experimental.

Estrategia Adhesiva	Grupo Control	Momento de Fotoactivación			
		FaSp		FaJt	
		Aplicación pasiva del HB	Aplicación activa del HB	Aplicación pasiva del HB	Aplicación activa del HB
SE	5.8 \pm 3 B,b	2.1 \pm 1.3 A,a	1.9 \pm 2 A,a	2.8 \pm 1.7 A,a	2.2 \pm 1.5 A,a
ER	7.3 \pm 2.1 B,b	3.4 \pm 2.7 A,a	2.5 \pm 1.2 A,a	2.3 \pm 1 A,a	2.6 \pm 2 A,a

(*) Letras mayúsculas (estrategia adhesiva) y minúsculas similares (fotoactivación y modo de aplicación de HB) indican que no hay diferencia estadísticamente significativa.

Grupos Controles FaSp + HB pasivo FaSp + HB activo FaJt + HB pasivo FaJt + HB activo



Co: Composite; AL: Capa Adhesiva; HL: Capa Híbrida; De: Dentina.

Figura 10. Imágenes representativas de la interfase resina-dentina obtenidas por microscopía electrónica de barrido (MEB) de cada grupo experimental de diferentes estrategias de adhesión (SE y ER) y de grupos controles. Menor NI fue observada en la estrategia ER y SE, cuando HB fue aplicado de modo pasivo o activo (B-D-G-I y C-E-H-J), comparado con sus controles (A y F). La NI ocurrió en forma similar dentro de la capa híbrida para todos los grupos experimentales (manos blancas), pero en la estrategia SE, el grupo control (A) y FaJt + HB pasivo (D) mostraron mayor cantidad de NI entre la capa adhesiva (AL), formando los llamados “árboles de agua” (flechas blancas).

Durante la investigación el patrón de fractura que más se observó fue el de tipo adhesiva con un 91% de total obtenido, lo que indica una correcta aplicación de la fuerza, demostrando así que las tensiones se concentraron en la interfase adhesiva. (Tabla IV).

Tabla IV. Número y porcentaje (%) de cuerpos de pruebas en relación al patrón de fractura.

Estrategia Adhesiva	Modo de Aplicación	Momento de Fotoactivación	Patrón de Fractura (%)		
			A	C	A/M
SE	Control	-	46 (88)	4 (7,6)	2 (3,8)
	HB Pasivo	FaSp	32 (94,1)	2 (5,9)	0 (0)
		FaJt	77 (98,7)	1 (1,3)	0 (0)
	HB Activo	FaSp	50 (76,9)	13 (20)	2 (3,1)
		FaJt	59 (100)	0 (0)	0 (0)
ER	Control	-	51 (89,5)	4 (7)	2 (3,5)
	HB Pasivo	FaSp	51 (100)	0 (0)	0 (0)
		FaJt	55 (84,6)	9 (13,9)	1 (1,5)
	HB Activo	FaSp	56 (88,9)	5 (7,9)	2 (3,2)
		FaJt	53 (88,3)	7 (11,7)	0 (0)
Total			91	7,5	1,5

A: fractura adhesiva; C: fractura cohesiva; A/M: fractura adhesiva/mixta

DISCUSIÓN

Las tecnologías mejoradas de los adhesivos dentales han influenciado ampliamente los conceptos modernos en odontología restauradora. En pro de una odontología mínimamente invasiva, estas nuevas aproximaciones permiten una conformación cavitaria más conservadora ⁽⁴¹⁾. Por eso es importante seguir estudiando acerca de este tema, siendo los estudios in vitro los más rápidos para conocer el comportamiento de los Sistemas Adhesivos Universales.

Considerando las diferencias en el juicio profesional en relación con la selección de la estrategia adhesiva y el número de pasos, algunos fabricantes han lanzado al mercado sistemas adhesivos más versátiles, los cuales otorgan al odontólogo la oportunidad de decidir cuál estrategia adhesiva utilizar: etch-and-rinse o self-etch. Esta nueva familia de adhesivos dentales es conocida como universales o multimodales, y representan la última generación de adhesivos en el mercado. ⁽⁴²⁾

Single Bond Universal fue uno de los primeros sistema adhesivo universal, lo cual hace a este adhesivo, sea el más prevalente en la literatura revisada. ^(43, 45, 47)

En relación a la unión adhesiva a la dentina, se desconocía en un comienzo si el comportamiento de estos sistemas era equivalente cuando se utilizaban como self-etch o etch-and-rinse, sin embargo, diversos estudios han dilucidado esta interrogante y se han propuesto alternativas para mejorarla ^(29, 43). Hoy en día, las líneas de investigación están centradas en evaluar diferentes soluciones a problemas tales como la degradación de la capa híbrida y la obtención de un polímero estable que otorgue propiedades mecánicas que superen los valores estándar. Si bien se ha descrito la utilización de un capa hidrófuga, no se ha descrito si el modo de aplicación de la misma influencia en la estabilidad del sistema adhesivo. Es por esto que este trabajo planteó evaluar si el uso de una capa hidrófuga asociada a un sistema adhesivo universal, considerando el momento de fotoactivación de ambas y la forma de aplicación, influyen en el comportamiento de la interfase adhesiva.

La simplificación de los sistemas adhesivos para ambas estrategias adhesivas, eliminó la capa hidrófuga de los sistemas de tres pasos, sin embargo, un estudio que planteó aumentar el espesor corresponde al trabajo realizado por Frankerberger y cols, quien sugirió que múltiples capas adhesivas previenen la formación de áreas no infiltradas en la superficie dentinaria ⁽⁴⁴⁾. Adicionalmente, la inhibición de oxígeno por una capa gruesa de resina puede también prevenir que el adhesivo polimerice en forma óptima. De esta forma, doble capas de adhesivo parecen asegurar una película de resina lo suficientemente gruesa encima de la capa híbrida, y puede ayudar a establecer una película de resina uniforme para estabilizarla. Una capa de adhesivo más gruesa, provee además una zona buffer elástica que puede ofrecer una capacidad suficiente a la interfase resina-dentina de resistir a la presión, para adaptarse a las tensiones generadas por la contracción durante la polimerización de la resina compuesta. ⁽⁴⁵⁾

Sin embargo, hay estudios que indican que esta aplicación sucesiva también incorpora solventes, lo que pudiera influir en la formación de la red polimérica de la interfase adhesiva, lo que podría disminuir su resistencia ⁽¹²⁾. De esta manera, este estudio se concentró en la aplicación de una capa no solvatada (sin solvente) en vez de la aplicación sucesiva del mismo sistema adhesivo.

La capa extra de resina hidrófuga añade monómeros a la interfase adhesiva, lo cual disminuye la concentración relativa de solventes retenidos y monómeros no reaccionales en la capa adhesiva formada. Esto, aumenta la resistencia cohesiva del polímero formado, la cual tiene correlación con la resistencia de unión dentina-resina, debido a la formación de una capa híbrida más densa, haciéndola más resistente a las fuerzas traccionales durante las pruebas de microtracción, lo cual fue demostrado en este estudio, a través de los datos de resistencia de unión ⁽⁴⁶⁾. Esto podría hacer menos propensa a la interfase adhesiva a los efectos de la degradación en el tiempo, para lo cual son necesarios estudios de longevidad. Por lo que se rechaza H₀₁ para nanoinfiltración.

Al respecto del momento de fotoactivación del sistema adhesivo y la forma de aplicación de HB, no se observaron diferencias significativas entre los grupos independiente de la estrategia adhesiva, por lo que se aceptan H₀₄ y H₀₅.

Para el caso de resistencia de unión adhesiva, se rechaza parcialmente H₀₁, para self-etch y etch-and-rinse, debido a que la capa hidrófuga en general influyó en los resultados de resistencia de unión adhesiva microtraccional en forma favorable

De acuerdo a los resultados de esta investigación relativos a resistencia de unión el momento de fotoactivación y el modo de aplicación de HB, influyen en la resistencia de unión adhesiva microtraccional. Al utilizar el sistema adhesivo con técnica self-etch, influye en la resistencia de unión adhesiva microtraccional. Fotoactivación por separado aumenta significativamente los valores de microtracción cuando se realiza aplicación activa de HB en comparación a la aplicación pasiva. Sin embargo, esto no fue observado para etch-and-rinse, esto puede ser debido a la diferencia de profundidad de acondicionamiento para cada una de las estrategias. Por otro lado, cuando se utiliza fotoactivación en conjunto, la aplicación activa de HB disminuye significativamente los valores de microtracción respecto a la pasiva. Demostrando de esta forma que el momento de fotoactivación es relevante al seleccionar la técnica self-etch como estrategia adhesiva. Por lo tanto, H₀₂ y H₀₃ se rechazan.

Esto puede ser debido a que, los adhesivos self-etch contienen monómeros ácidos que simultáneamente graban e impregnan el sustrato dentario no requiriendo el paso previo de grabado con ácido ortofosfórico. Este tipo de adhesivo sólo disuelve el smear layer no removiendo el fosfato de calcio disuelto ⁽⁴²⁾, por lo que la composición química de estos sistemas cobra un rol importante.

El sistema adhesivo utilizado en este caso contiene MDP, el cual es capaz de interactuar químicamente con la hidroxiapatita mediante la formación de una capa nanométrica en la parte más superficial de la capa híbrida junto con sales estables de MDP-Calcio, incrementando así la resistencia de unión adhesiva de los sistemas que los contengan ⁽⁴⁷⁾. Un segundo mecanismo químico está asociado a la interacción de un copolímero de ácido polialquenoico (también conocido como Vitrebond co-polímero, o VCP) con el calcio en la hidroxiapatita, lo que podría ser responsable del excelente rendimiento a largo plazo de los materiales que lo contienen. ^(42, 43, 48). Sin embargo, esta ventaja se vio desfavorecida en uno de los grupos, ya que disminuyó la resistencia de unión adhesiva en el caso de fotoactivación en conjunto con aplicación activa de HB.

Es sabido que el modo de aplicación activa mejora los resultados de unión a dentina en los sistemas adhesivos de un paso, de manera inmediata y a lo largo del tiempo, ya que incrementa la penetración de monómeros dentro de la dentina y la evaporación del solvente ⁽⁴⁸⁾. Sin embargo, los resultados de este estudio, este concepto sólo cobra sentido cuando hablamos de sistemas adhesivos, ya que cuando se utiliza HB y se aplica activamente y se fotoactiva en forma conjunta con el sistema utilizado como self-etch, obtuvimos resultados significativamente menores, lo que posiblemente atribuimos a una desorganización de la formación de la nanocapa MDP-Calcio y de la unión Ácido Polialquenoico-Hidroxiapatita, restándole resistencia a la capa híbrida y esto debido a que la formación de la capa híbrida para self-etch es más superficial. Sin embargo, cuando se fotoactiva previamente se conseguiría una formación de un polímero estable antes de la aplicación de HB, por lo que la aplicación activa de éste no alteraría la estructura del polímero final conseguido, lo que se refleja en los resultados obtenidos.

No obstante, para el caso de etch-and-rinse el momento de fotoactivación fue significativo para la fotoactivación por separado, cuando se utiliza aplicación activa de HB ya que aumenta significativamente los valores de resistencia de unión adhesiva microtraccional respecto a su aplicación pasiva. Esto puede ser debido a la presencia de la capa inhibida por oxígeno, la cual mantiene monómeros activos, por lo que al realizar la aplicación en forma activa sobre esta, mejora la reacción química de los monómeros superficiales a disposición, ya que se disolvería esta capa superficial, la cual contiene monómeros hidrofílicos y solvente sin evaporar, los que serían incorporados y evaporados respectivamente en el polímero en formación. ⁽⁴⁹⁾

Además al fotoactivar en forma separada y aplicar en forma activa HB se obtendría un polímero con mejores propiedades cohesivas, consiguiendo una mayor estabilidad debido a que se disminuiría el ángulo de contacto entre la superficie ya estabilizada del sistema adhesivo logrando de esta manera mayor difusión de las moléculas hidrófobas del compuesto en la capa inhibida.

Sin embargo, para la fotoactivación en conjunto, el modo de aplicación no influye en los valores de resistencia de unión adhesiva microtraccional, ya que se lograría un polímero con mayor estabilidad producto del entrecruzamiento de monómeros, que en conjunto difunden y se entrelazan a las fibrillas colágenas.

Es bien conocido que la calidad de la unión resina dentina es afectada por la extensión de la infiltración de la resina en las fibrillas colágenas expuestas. Pero el almacenamiento en agua a largo plazo, acelera la degradación hidrolítica gradual, disolución de los productos y pérdida de la integridad colágena ⁽⁴⁷⁾.

CONCLUSIONES

La efectividad obtenida al aplicar una capa de resina hidrófuga asociada al sistema adhesivo universal en los valores inmediatos de resistencia de unión adhesiva microtraccional es dependiente del momento de fotoactivación del sistema, modo de aplicación de la capa de resina hidrófuga y estrategia adhesiva.

El uso de una capa de resina hidrófuga asociada al sistema adhesivo universal disminuye la nanoinfiltración inmediata.

SUGERENCIAS

Se requieren estudios de longevidad a fin de obtener mayores datos en relación a la degradación del polímero y la capa híbrida, además de encontrar una posible correlación con los resultados de resistencia de unión adhesiva microtraccional.

Es recomendable también, replicar el estudio utilizando otros sistemas adhesivos universales, para evaluar su comportamiento in vitro utilizando las mismas variables, y ver si existen diferencias significativas entre éstos.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el efecto en las propiedades adhesivas del momento de fotoactivación de un sistema adhesivo universal, y el modo de aplicación de una capa de resina hidrófuga asociada a éste.

Materiales y Método: Sesenta terceros molares extraídos libres de caries fueron distribuidos en 10 grupos (n=6) de acuerdo a la combinación de los factores: 1) Momento de la Fotoactivación (Fa) de HB (sistema adhesivo y HB fueron Fa juntos [FaJt]; sistema adhesivo y HB fueron Fa por separado [FaSp], y 2) el modo de aplicación de HB (activo o pasivo), para estrategia adhesiva self-etch y etch-and-rinse. Los grupos controles siguieron las instrucciones del fabricante para self-etch y etch-and-rinse. Se expuso la dentina de los molares, se aplicó la estrategia adhesiva y se restauró cada diente según los grupos experimentales. Después se almacenaron (H₂O, 37°C/ 24h), fueron seccionados en cuerpos de prueba de resina-dentina (0.8mm²) y sometidos a tensión (0,5 mm/min) y evaluación de nanoinfiltración. Los datos fueron analizados con ANOVA de dos vías, de una vía y Test de Tukey ($\alpha=0,05$).

Resultados: Cuando se utilizó FaJt, la aplicación activa de HB disminuyó significativamente los valores de μ TBS respecto a la aplicación pasiva ($p<0,01$). En FaSp la aplicación activa resultó en valores de μ TBS más altos ($p<0,01$), para la estrategia SE.

Cuando se utilizó FaSp, la aplicación activa de HB aumentó significativamente los valores de μ TBS respecto a la pasiva ($p<0,01$). Para FaJt, el modo de aplicación no influyó en μ TBS ($p<0,01$), cuando se utilizó la estrategia. Baja NI respecto al control se observó cuando el HB fue aplicado independientemente del momento de Fa y modo de aplicación ($p<0,01$). El 91% del total de patrón de fractura obtenido corresponde al tipo adhesivo.

Conclusión: La efectividad obtenida al aplicar una capa de resina hidrófuga asociada al sistema adhesivo universal en los valores inmediatos de resistencia de unión adhesiva microtraccional es dependiente del momento de fotoactivación del sistema, modo de aplicación de la capa de resina hidrófuga y estrategia adhesiva. El uso de una capa de resina hidrófuga asociada al sistema adhesivo universal disminuye la nanoinfiltración inmediata.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sturdevant C, Roberson T, Heymann H, Swift E. Arte y ciencia de la odontología conservadora. Ámsterdam: Elsevier; 2007.
2. Barrancos Mooney J, Barrancos P. Operatoria dental. Buenos Aires, Ar: Editorial Médica Panamerica.
3. Langer A, Ilie N. Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. Clin Oral Invest. 2012;17(1):205-216.
4. Özcan M, DüNDAR M, Erhan Çömlekoğlu M. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. Journal of Adhesion Science and Technology. 2012;26(24):2661-2681.
5. Garg N, Garg A, Garg N. Textbook of operative dentistry.
6. Nanci A, Ten Cate A. Ten Cate's oral histology. St. Louis, Mo.: Elsevier; 2013.
7. Gómez de Ferraris M, Campos Muñoz A. Histología y embriología bucodental. Madrid: Médica panamericana; 2002.
8. Steenbecker González O, Garone Filho W. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva. Valparaíso, Chile: Universidad de Valparaíso; 2006.
9. Swift E, Perdigão J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence international. 1995;26(2):95-110.
10. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P. Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. Dental Hard Tissues and Bonding. 2005;:89-122.
11. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc. 2000;131:20S-25S.
12. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dental Materials. 2008;24(1):90-101.

13. Tanaka J, Ishikawa K, Yatani H, Yamashita A, Suzuki K. Correlation of Dentin Bond Durability with Water Absorption of Bonding Layer. *Dental Materials Journal*. 1999;18(1):11-18.
14. Tay F, Pashley D, Yoshiyama M. Two Modes of Nanoleakage Expression in Single-step Adhesives. *Journal of Dental Research*. 2002;81(7):472-476.
15. Li H, Burrow M, Tyas M. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*. 2002;18(3):189-196.
16. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K et al. Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. *Journal of Dental Research*. 2003;82(2):136-140.
17. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin–dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003;24(21):3795-3803.
18. Feitosa V, Pomacóndor-Hernández C, Ogliari F, Leal F, Correr A, Sauro S. Chemical interaction of 10-MDP (methacryloyloxi-decyl-dihydrogen-phosphate) in zinc-doped self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*. 2014;42(3):359-365.
19. Söderholm K. Dental Adhesives How it All Started and Later Evolved. *J Adhes Dent*. 2015;9:227-230.
20. Buonocore M. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *Journal of Dental Research*. 1955;34(6):849-853.
21. Milia E, Cumbo E, Jose A, Cardoso R, Gallina G. Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design*. 2012;18(34):5542-5552.
22. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion of composite to dentin. Mechanical and clinical results. *Ned Tijdschr Tandheelkd*. 1993;100(11):489-494.
23. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley D. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*. 1995;20(1):18-25.

24. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M et al. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research*. 2005;84(2):118-132.
25. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P et al. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3).
26. Lopez G, Baratieri L, de Andrada M, Vieira L. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*. 2015;33(3).
27. Summitt J. *Fundamentals of operative dentistry*. Chicago: Quintessence Pub.; 2006.
28. Kakar S, Goswami M, Kanase A. Dentin Bonding Agents I: Complete Classification—A Review. *WJOURD*. 2011;2:367-370.
29. Perdigão J, Muñoz M, Sezinando A, Luque-Martinez I, Staichak R, Reis A et al. Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Operative Dentistry*. 2014;39(5):489-499.
30. Muñoz M, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio A, Bombarda N. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*. 2013;41(5):404-411.
31. Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-3785.
32. Mitra S, Wu D, Holmes B. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-1390.
33. Sadat-Shojai M, Atai M, Nodehi A, Khanlar L. Hydroxyapatite nanorods as novel fillers for improving the properties of dental adhesives: Synthesis and application. *Dental Materials*. 2010;26(5):471-482.
34. Kasraei S, Atai M, Khamverdi Z, Nejad S. Effect of Nanofiller Addition to an Experimental Dentin Adhesive on Microtensile Bond Strength to Human Dentin. *Journal of Dentistry*. 2009;6(2):91-96.

35. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Özer F, Ogata M et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *Journal of Dentistry*. 2006;34(4):283-291.
36. Kim J, Cho B, Lee I, Um C, Lim B, Oh M et al. Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *J Biomed Mater Res*. 2005;72B(2):284-291.
37. Conde M, Zanchi C, Rodrigues-Junior S, Carreño N, Ogliari F, Piva E. Nanofiller loading level: Influence on selected properties of an adhesive resin. *Journal of Dentistry*. 2009;37(5):331-335.
38. Osorio E, Toledano M, Yamauti M, Osorio R. Differential nanofiller cluster formations in dental adhesive systems. *Microsc Res Tech*. 2011;75(6):749-757.
39. Bergna H, Roberts W. *Colloidal silica*. Boca Raton, FL: CRC Taylor & Francis; 2006.
40. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*. 2010;26(2):e100-e121.
41. Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*. 2011;56:31-44.
42. Rosa W, Piva E, Silva A. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2015;43(7):765-776.
43. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz M, Reis A, Loguercio A, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*. 2015;31(10):e236-e246.
44. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. “No-bottle” vs “Multi-bottle” dentin adhesives. A microtensile bond strength and morphological study. *Dental Materials* 2001;17:373–80.

45. Osorio R, Osorio E, Aguilera F, Tay F, Pinto A, Toledano M. Influence of application parameters on bond strength of an “all in one” water-based self-etching primer/adhesive after 6 and 12 months of water aging. *Odontology*. 2010;98(2):117-125.
46. Muñoz M, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz A, Reis A, Loguercio A et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*. 2014;42(5):595-602.
47. Yoshida Y, Yoshihara K, Hayakawa S, Nagaoka N, Okihara T, Matsumoto T et al. HEMA Inhibits Interfacial Nano-layering of the Functional Monomer MDP. *Journal of Dental Research*. 2012;91(11):1060-1065.
48. Muñoz M, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha N et al. In Vitro Longevity of Bonding Properties of Universal Adhesives to Dentin. *Operative Dentistry*. 2015;40(3):282-292.
49. Loguercio A, Muñoz M, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance?. *Journal of Dentistry*. 2015;43(9):1060-1070.

CONSENTIMIENTO INFORMADO DE DONACIÓN DE DIENTE

Donación al Banco de Muestras de la Cátedra de Operatoria Dental (BM-OP)

La Cátedra de Operatoria Dental, Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso, realiza estudios de investigación y educación de sus alumnos utilizando dientes sanos y dañados, con el propósito de alcanzar una mejor comprensión de las propiedades biológicas, físico-mecánicas y estéticas de los tejidos dentarios, así como también, de la ejecución de procedimientos restauradores.

Para estos propósitos, la Cátedra de Operatoria Dental mantiene un Banco de Muestras (BM-OP) de dientes extraídos por indicaciones clínicas y aportados voluntariamente. Todas las muestras recibidas requieren del Consentimiento Informado escrito u oral del donante.

Las muestras recibidas en el BM-OP son procesadas en forma anónima, conservando registros de: N° de Muestra, Fecha, Edad y Sexo del Donante. Además de señalar indicaciones de carácter clínico relevante, como sintomatología y diagnóstico consignados por el profesional responsable tratante. Toda la información es confidencial. Las muestras se conservan refrigeradas en agua destilada y forman parte de las actividades descritas anteriormente.

Investigador Responsable del BM-OP

Miguel Muñoz Pérez (Cirujano-Dentista)

Profesor Auxiliar

Cátedra de Operatoria Dental

Facultad de Odontología

Universidad de Valparaíso

Subida Leopoldo Carvallo 211, Playa Ancha, Valparaíso

(del Paciente)

CONSENTIMIENTO INFORMADO DE DONACIÓN DE DIENTE

Manifiesto haber sido informado y comprendo que el (los) diente (s) que he aceptado donar al banco de muestras de la Cátedra de Operatoria Dental de la Universidad de Valparaíso, será(n) utilizado(s) en estudios que ayudarán a comprender mejor cómo funcionan los tejidos de dientes sanos y dañados. Acepto que se registre mi edad y sexo, entendiendo que son datos confidenciales e importantes para la investigación:

Lugar de la atención: _____

Fecha:

N° Muestra

Diente

Edad

Información Clínica Relevante

Nombre del Donante

RUT

Firma del donante _____