



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES

Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva de resina compuesta sobre dos diferentes orientaciones de los túbulos dentinarios

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE CIRUJANO-DENTISTA

ALUMNA: Rafaela Garrido González

TUTOR PRINCIPAL: Profesor Dr. Marcelo Bader M.

TUTOR ASOCIADO: Profesor Dr. Cristian Astorga M.

Santiago-Chile

2008

ÍNDICE

Introducción.....	Página 2
Marco Teórico.....	Página 7
Hipótesis.....	Página 29
Objetivos.....	Página 30
Materiales y métodos.....	Página 31
Resultados.....	Página 37
Análisis de resultados.....	Página 40
Discusión.....	Página 43
Conclusiones.....	Página 47
Resumen.....	Página 48
Sugerencias.....	Página 50
Bibliografía.....	Página 51

INTRODUCCIÓN

La caries es una enfermedad infectocontagiosa, cuyo inicio y desarrollo está vinculado con la presencia de microorganismos. Su incidencia en la población mundial es aproximadamente de un 94% y en Chile 98%; por lo cual forma un importante problema de salud pública.^{1,2.}

La caries dental se manifiesta clínicamente a medida que se pierde tejido dentario, lo que en definitiva se manifiesta con la formación de una cavidad macroscópica en la pieza dental. Ello hace imperativa la intervención de un odontólogo para diagnosticar la enfermedad y luego tratar controlando los factores de riesgo, posteriormente rehabilitar la pieza dentaria, evitando la progresión de la destrucción de los tejidos dentarios.

El principal objetivo de la odontología restauradora es sustituir la estructura dental perdida con materiales que permitan restablecer la anatomía, la función y la estética de la pieza. A grandes rasgos, una pieza dental se puede rehabilitar de forma indirecta o directa. Las restauraciones indirectas se confeccionan en un laboratorio. Las restauraciones directas, en cambio, no requieren de la participación del laboratorio ya que son llevadas a las cavidades operatorias en un estado plástico para posteriormente endurecer, adquiriendo propiedades mecánicas adecuadas y compatibles con los tejidos

dentarios. Dentro de los materiales de obturación directa tenemos el cemento de vidrio ionómero, las resinas compuestas y la amalgama.^{3, 4}

Actualmente la principal preocupación de los pacientes es la estética. Por lo cual las resinas compuestas constituyen uno de los materiales de restauración más utilizados en la práctica odontológica en Chile.⁵

Las resinas compuestas son materiales orgánicos poliméricos reforzados por un relleno inerte, que mejora sus propiedades. Estos dos componentes están unidos por un agente acoplante o agente de enlace.⁶

Los monómeros de las resinas compuestas, al polimerizar, quedan unidos micro- mecánicamente a la dentina y esmalte dental. Para lograr esta unión micro- mecánica se debe someter al esmalte y dentina a una técnica de grabado ácido previa.⁷

El esmalte y la dentina son diferentes desde el punto de vista morfo-físico; por lo tanto, el mecanismo de adhesión varía entre un sustrato y otro. La adhesión a esmalte ha sido ampliamente estudiada existiendo consenso sobre el mecanismo de adhesión de las resinas compuestas y la mejor técnica para obtenerla. La adhesión en dentina en cambio está en estudio, existiendo discusión acerca de que método es mejor.^{8, 28}

La dentina está constituida por 70% de materia inorgánica, 18% de materia orgánica y 12% de agua; además tiene dos unidades básicas: el túbulo dentinario y la matriz intertubular o dentina intertubular (15).^{8,9}

La dentina intratubular forma la pared de los túbulos dentinarios, tiene alto contenido mineral y escasas fibrillas de colágeno. La dentina intertubular en cambio posee menos contenido mineral y mayor cantidad de fibrillas de colágeno que se disponen a modo de red alrededor de los túbulos dentinarios.^{10,11}

Sumado a la compleja histología de la dentina tenemos la presencia del barro dentinario, el cual se produce durante la preparación cavitaria; está formado por detritus orgánicos e inorgánicos. El espesor de esta capa o película fluctúa entre los 0,5 a 5 micrones. El barro dentinario oblitera los túbulos dentinarios.^{12,13}

Las distintas técnicas para lograr adhesión a la dentina se diferencian en la mantención o remoción del barro dentinario. En los sistemas autograbantes la adhesión se produce a expensas del barro dentinario, el cual no fue removido.

La técnica de grabado y lavado se basa en la remoción del barro dentinario mediante ácido ortofosfórico al 37%. Ello aumenta la permeabilidad de la dentina y genera la descalcificación de la dentina intratubular e intertubular. El grabado ácido remueve los cristales de hidroxiapatita, dejando una malla

de colágeno que podría potencialmente colapsar al producirse la pérdida de soporte inorgánico.^{10, 14}

Después del grabado ácido y lavado se debe aplicar un adhesivo, el cual posee un agente imprimante que tiene dos grupos funcionales, uno hidrofílico y otro hidrofóbico. El primero moja y penetra la malla de colágeno desmineralizada. El segundo hidrofóbico, se une a los monómeros (la otra parte del sistema adhesivo) formándose la denominada capa híbrida entre el sustrato dentinario y el sistema adhesivo. Como la adhesión a la dentina es a expensas del colágeno, la dentina intertubular tiene mejor adhesión que la intratubular.^{10, 14}

Al realizar cortes en la dentina de forma transversal, quedan expuestos los túbulos dentinarios de forma perpendicular principalmente. Al realizar cortes sagitales de dentina, quedan expuestos los túbulos dentinarios de forma longitudinal principalmente. Los túbulos orientados longitudinalmente contienen más dentina intertubular; tomando en cuenta esto, la adhesión en cortes sagitales de dentina debiera ser mayor que en cortes transversales de dentina.⁴⁸

En relación a lo expuesto anteriormente, el presente trabajo busca establecer si existen diferencias en el grado de adhesión obtenido en distintos cortes de dentina: cortes sagitales y cortes transversales, donde

quedan expuestos los túbulos dentinarios de forma paralela o perpendicular respectivamente.

MARCO TEÓRICO

La caries es una enfermedad infectocontagiosa y transmisible. Se inicia cuando la interrelación entre los microorganismos y la superficie dentaria, se mantiene por un tiempo adecuado. De esta forma los ácidos alcanzan una alta concentración en la biopelícula, producto del alto aporte de azúcares en la dieta alimenticia (sustratos). La incidencia de la caries en la población mundial es de aproximadamente un 94% y en Chile de un 98%, por lo cual es un problema de salud pública importante.^{1, 2, 15}

El tratamiento de la caries que implica la eliminación mediante procedimientos mecánicos, trae como consecuencia la pérdida de estructura dentaria la cual debe ser restaurada. La meta de la odontología restauradora es reemplazar el tejido dental perdido con materiales que restablezcan la anatomía, función y estética del diente en cuestión.

Para restaurar una pieza dental se cuenta con una amplia gama de materiales. La restauración puede ser directa o indirecta. Dentro de los materiales restauradores directos, de tipo estéticos, se encuentran los cementos de vidrio ionómero y las resinas compuestas.¹⁶

Los cementos de ionómeros vítreos aparecieron buscando mejorar algunas desventajas de los cementos de silicatos, tales como la excesiva acidez y la falta de adhesión a la estructura dentaria. Dentro de las ventajas del vidrio ionómero precisamente se destaca la unión química al tejido dental y la liberación de flúor en el tiempo (beneficio que también poseen los cementos de silicato), además de tener un coeficiente de variación térmica similar a la del diente. Sin embargo también tiene desventajas que limitan su uso, dentro de las cuales están la alta solubilidad inicial en el medio bucal y la menor estética en comparación a los silicatos.^{17, 20}

Las resinas compuestas están estructuradas fundamentalmente por tres fases: una matriz orgánica, un relleno inorgánico y un agente de enlace. Además poseen un sistema que induce la polimerización, que consiste en un radical libre, estimulado por luz o una reacción química.^{5,18}

La fase orgánica está formada por monómeros de mediano peso molecular a base de BIS-GMA y UDMA (dimetacrilato de uretano). El BIS-GMA es una molécula que es producto de la reacción de un bis fenol con el dimetacrilato de glicidilo.

Estos monómeros de mediano peso molecular son muy viscosos lo cual dificulta su manipulación. Por ello se deben agregar monómeros de bajo peso molecular (dimetacrilatos) para controlar de esta forma su consistencia.

Esta fase orgánica tiene la capacidad de ser polimerizada, permitiendo el endurecimiento del material. Sin embargo al polimerizar sufre el fenómeno de contracción. Este último va anexo a la polimerización.^{3, 18, 19}

La fase inorgánica, como su nombre lo indica, esta constituida por rellenos inorgánicos; como ejemplo se encuentran: cuarzo, sílice pirolítica coloidal, cristales de silicio con bario y estroncio, zinc o yterbio, silicato de alúmina y litio e hidroxiapatita sintética. Estos rellenos tienen la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas de la fase orgánica, disminuir la contracción de polimerización, contrarrestar el coeficiente de dilatación térmica, disminuir la absorción de agua, aumentar la dureza. La radiopacidad se puede otorgar con la adición de Bario.^{3, 16, 18}

El agente de enlace de las resinas compuestas es un material silícico orgánico (silano). Este posee un grupo que reacciona con el relleno inorgánico (generalmente grupo etoxi) y otro que reacciona con la matriz orgánica (grupo vinilo). De esta forma se genera una unión estable entre la fase orgánica e inorgánica.¹⁶

Las resinas compuestas son ampliamente utilizadas por sus múltiples ventajas. Entre estos se encuentran: estabilidad de color, cualidades estéticas, resistencia a la fractura y desgaste, fuerza de adhesión a la estructura dentaria, radiopacidad y relativamente fácil manejo clínico, acabado y pulido.²⁰

Sin embargo, las resinas compuestas no están libres de problemas. Uno de los principales es la contracción que sufre el material durante la polimerización. La fuerza de contracción se puede controlar mediante factores como la configuración de la cavidad, la profundidad de esta, la técnica que se emplee para la restauración y la fotoactivación del material. La mencionada contracción de polimerización puede provocar brechas entre el diente y la restauración, cuando la fuerza adhesiva es superada por la fuerza con que se contrae el material. Las brechas entre tejido dental y restauración son causa de sensibilidad post operatoria, micro filtraciones, invasión bacteriana, márgenes decolorados, caries secundarias. La fuerza de la contracción por la polimerización puede ser tan grande que puede generar fracturas de la estructura dental o fracturas dentro de la misma masa del material. También, puede generar deflexión de cúspides que generan en el paciente sensibilidad y dolor a la masticación. Para contrarrestar la contracción y sus efectos, la resina compuesta debe ser muy bien adherida a las estructuras dentarias. .^{8, 21, 22 23, 24}

La resina compuesta se une al diente en forma micromecánica. Buonocore, hace más de medio siglo, marcó el comienzo de la odontología adhesiva. Él demostró que el tratamiento del esmalte con ácido ortofosfórico daba como resultado una superficie rugosa que podría ser infiltrada con una resina de baja viscosidad que, al endurecer, se podría trabar micromecánicamente.²⁵

Adhesión

La adhesión, desde un punto de vista mecánico, biológico y estético, es un concepto primordial en la odontología. Se puede definir como la fuerza que permite mantener dos superficies en contacto. También como la fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos manteniéndolos en íntimo contacto. Hablamos de fuerza adhesiva cuando las partículas atraídas son de distinta naturaleza, ya que cuando son de la misma naturaleza, se le define como fuerza cohesiva.^{8, 26, 27}

Uno de los requisitos más importantes para adherir dos superficies es lograr un íntimo contacto entre las partes, lo que en superficies sólidas no siempre es posible. Por esto requiere un elemento adicional que pueda armonizar y lograr la unión de las superficies. Este material habitualmente es semilíquido y al endurecer logra unir ambas partes.

La adhesión se puede lograr mediante diferentes mecanismos. Estos se pueden clasificar en dos grandes grupos: química y mecánica.⁸

La adhesión mecánica se produce entre dos superficies a través de una trabazón que las mantiene en contacto. Esto es posible gracias a la penetración de una de las superficies o de un adhesivo en las irregularidades que presenta la otra superficie. De esta forma se impide la separación de las partes que se encuentran trabadas.⁸

La adhesión mecánica puede ser macromecánica o micromecánica. La macromecánica es la que requieren restauraciones no adherentes a la estructura dentaria, siendo fundamental un diseño cavitario que permita retención o anclaje del material restaurador. La adhesión micromecánica, en cambio, se produce por dos mecanismos en los que participan la estructura dentaria y el medio adherente o biomaterial. Este último sufre cambios dimensionales al endurecer. Estos mecanismos de adhesión micromecánica son el efecto geométrico y el efecto reológico.⁴⁰

El efecto geométrico se refiere a las irregularidades superficiales (que pueden producirse por fresado o por grabado ácido) que pueden tener dos superficies sólidas en contacto. Al penetrar un adhesivo líquido o semilíquido y endurecer en estas irregularidades, se mantienen trabadas ambas superficies.⁴⁰

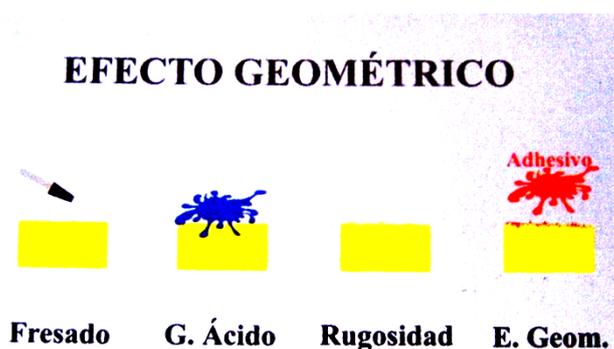
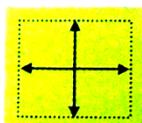


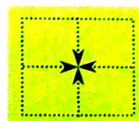
Figura N° 1

El efecto reológico apunta a las variaciones dimensionales (contracción o expansión) que tiene un biomaterial al endurecer. Este permite el ajuste a la preparación dentaria de tal forma que permite una adhesión física. ⁴⁰

EFECTO REOLÓGICO



Expansión
fraguado



Contracción
polimerización

Figura N°2

La adhesión de tipo química, en cambio, se refiere a las reacciones que van a generar uniones de tipo químicas en ambas superficies, determinando una continuidad de todo el conjunto. Los enlaces químicos, a su vez, pueden ser de tipo primario o secundario. ⁸

El esmalte y la dentina son diferentes desde el punto de vista morfológico, por lo cual el mecanismo de adhesión entre ambos substratos es distinto. Sin embargo el mecanismo básico de adhesión en el esmalte y la dentina consiste en el reemplazo de los minerales removidos de los tejidos duros del diente por monómeros de resina. Estos se unen micro- mecánicamente en las porosidades generadas por la salida de los minerales. ¹⁰

Adhesión a esmalte

La adhesión en esmalte es considerada un procedimiento clínico durable y predecible. El esmalte completamente formado es la matriz extracelular con más alto porcentaje de mineral que se conoce en nuestro organismo. Puede alcanzar hasta un 96%, además está compuesto por un 4% de material orgánico y agua.^{28, 29}

El componente mineral más abundante del esmalte es la hidroxiapatita, la cual se encuentra en forma de cristales. Estos cristales tienen especial susceptibilidad para disolverse con el ácido. Esto último provee la base química de la caries dental y del procedimiento adhesivo mediante el grabado ácido.²⁹

El esmalte tiene una estructura básica que es el prisma del esmalte. El esmalte está compuesto por millones de ellos que atraviesan todo su espesor desde el límite amelodentinario hasta la superficie libre.³⁰

El acondicionamiento del esmalte con ácido ortofosfórico consiste, principalmente, en aumentar la superficie de contacto al crear microporosidades en su superficie. De esta manera es modificada positivamente la energía superficial, produciendo una trabazón micromecánica.³¹

La aplicación de una solución ácida sobre el esmalte, provoca una disolución de la fase inorgánica, desmineralizándolo. Esta acción crea poros, surcos y grietas micrométricas. Lo explicado anteriormente genera un aumento de la energía superficial, que permite una mayor facilidad del adhesivo para penetrar en las irregularidades o poros producidos con el grabado. Este proceso genera los “tags de resina”, que quedan retenidos en forma micromecánica en los poros.^{28, 32}

El ácido ortofosfórico es el más utilizado. Se ha demostrado que concentraciones entre 30%- 40% son las ideales para obtener un adecuado patrón de grabado. El tiempo de grabado ácido recomendado entre 15 a 20 segundos. Posteriormente se debe lavar con abundante agua por el doble de tiempo usado para el grabado. Así se eliminan totalmente los residuos de ácido. Luego se debe secar muy bien la superficie y se aplica el adhesivo. Este último debe fluir por las microporosidades, para posteriormente ser polimerizado. El adhesivo queda adherido mecánicamente en el esmalte, asegurando la unión y el sellado marginal de la restauración de resina compuesta.³³

Estructura de la Dentina como Sustrato de Adhesión

La dentina corresponde al segundo sustrato de adhesión dentaria y es el tejido mineralizado más abundante de la pieza dentaria. Está constituido por 70% de materia inorgánica (la cual en su mayoría son cristales de hidroxiapatita), 18% de materia orgánica (principalmente las fibras de colágeno) y 12% de agua.^{9, 34}

La materia inorgánica de la dentina está compuesta por cristales de hidroxiapatita, similar a los del esmalte, cemento y hueso. Sin embargo estos cristales tienen menor longitud y diámetro que en el esmalte y están orientados paralelos a las fibras de colágeno. La dentina, a diferencia del esmalte, además de hidroxiapatita contiene abundante cantidad de fosfatos de calcio amorfos, carbonatos, sulfatos y flúor.³⁰

La fracción orgánica de la dentina está constituida por colágeno, del cual destaca el colágeno tipo I que constituye el 90% y es sintetizado por el odontoblasto. Además están presentes el colágeno tipo III, IV, V, VI.

Histológicamente la dentina tiene dos unidades estructurales básicas: los túbulos dentinarios y la matriz intertubular.⁹

Los **túbulos dentinarios** están constituidos por los procesos odontoblásticos, que son una prolongación del odontoblasto. También por la dentina peritubular que constituye la pared de los túbulos dentinarios.^{9, 30}

Los odontoblastos son responsables de la formación y mantención de la dentina. Secretan colágeno, que se mineraliza, de forma centrípeta desde el límite amelodentinario hacia la cámara pulpar.³⁵

Los túbulos dentinarios tienen una disposición de cono invertido, con mayor diámetro hacia la pulpa. Siguen un trayecto doblemente curvo en forma de “S” itálica, con convexidad coronaria la curva más externa y convexidad apical la curva más interna. En las zonas cuspídeas el trayecto de los túbulos es prácticamente rectilíneo. Éstas son las denominadas curvas primarias. Las curvaturas primarias se originan por el apiñamiento progresivo de los odontoblastos. Este apiñamiento explica la existencia de una mayor cantidad de túbulos dentinarios por unidad de superficie en las zonas próximas a la pulpa, en comparación a las zonas más externas (45.000-65.000 versus 15.000-20.000). También, como fue explicado anteriormente, el mayor diámetro de los túbulos en cercanía a la pulpa causa una mayor densidad de estos.^{9, 35, 36}

La dentina peritubular prácticamente carece de colágeno, y su matriz orgánica está formada principalmente por glicoproteínas, proteoglicanos y lípidos. Esta dentina es altamente mineralizada. Posee tres zonas: una franja hipomineralizada externa, que es muy delgada; una capa media hipermineralizada de mayor espesor; una franja hipomineralizada interna que es la última en formarse a través de un proceso lento y continuo. Esta

última puede llegar a obliterar el conductillo dentinario. Se prefiere dar el nombre de dentina intratubular en vez de peritubular ya que peritubular significa alrededor y la zona que estudiamos se forma por dentro del túbulo dentinario.^{9, 30}

La **dentina intertubular** constituye la mayor parte de la matriz dentinaria y se distribuye entre las paredes de los túbulos dentinarios. Está compuesta principalmente por fibras de colágeno que forman una malla fibrilar entre medio de la cual se depositan cristales de hidroxiapatita.^{1, 9,30}

Mecanismo de Adhesión en Dentina

La dentina es un sustrato de estructura orgánica y mineral compleja. Ella dificulta lograr una adhesión confiable y durable pues su microestructura difiere sustantivamente de la del esmalte, no se puede generar en ella el mismo patrón de adhesión. En la dentina el sustrato para la adhesión son las fibras de colágeno.^{37, 38}

De acuerdo a uno de los esquemas de adhesión a dentina, para exponer las fibras de colágeno y poder unirse a ellas, es necesario realizar un grabado ácido sobre la superficie dentinaria. Con el grabado ácido se elimina el barro dentinario y se remueven los cristales de hidroxiapatita; de esta forma se dejan expuestas las fibras de colágeno, las cuales quedan soportadas sólo por el medio líquido que las rodea. Esta es la importancia de no desecar la

dentina después del grabado ácido. De lo contrario colapsa la trama colágena, trayendo como consecuencia una pérdida de los microespacios en los que se retiene el adhesivo.³⁹

Los primeros adhesivos dentinarios utilizados en esta técnica fueron aquellos de tres pasos (ácido, agente imprimante y adhesivo de resina). Estos también son llamados de “cuarta generación”. Luego aparecieron aquellos de dos pasos o sistemas que unen el agente imprimante con el adhesivo, llamados también de “quinta generación”. Los dos sistemas nombrados anteriormente utilizan la técnica adhesiva de grabado ácido y lavado.^{40, 41}

Posteriormente, para facilitar la técnica y disminuir la posibilidad de errores, se creó un procedimiento que une el grabado ácido con el agente imprimante y el adhesivo. De esta forma se realiza simultáneamente el grabado ácido y la imprimación del barro dentinario (“smear layer”). Este último no es removido. Estos son los llamados adhesivos autograbantes o de “sexta y séptima generación”.^{40,41}

Los adhesivos se pueden clasificar, según el tipo de acondicionamiento dentario, en dos grandes grupos:

-Aquellos que emplean un acondicionamiento con ácido ortofosfórico previo

- Los autoacondicionadores .⁴⁰

Sistemas Adhesivos con Grabado Ácido Total:

Estos sistemas adhesivos requieren del acondicionamiento de las superficies dentarias, mediante un grabado con ácido ortofosfórico. El grabado ácido tiene como función una disolución parcial de los cristales de hidroxiapatita, además de eliminar la capa de barro dentinario que se produce durante la preparación cavitaria. De esta forma quedan expuestas las fibras colágenas de la dentina intertubular, y se disuelven parcialmente las paredes de los túbulos dentinarios (compuestos por una dentina más mineralizada). De esta manera se promueve una apertura de los túbulos, quedando con una forma de embudo o cono. Esta técnica fue expuesta por Fusayama en 1979.^{40, 42}

El grabado ácido se realiza con ácido ortofosfórico en forma de gel con una concentración entre 30-40%. La dentina debe ser grabada por un tiempo menor al del esmalte, de manera de desmineralizar una profundidad susceptible de ser posteriormente imprimada con el adhesivo. Por lo tanto el tiempo recomendado no debe superar los 15 segundos. Transcurrido el tiempo, el área debe ser lavada profusamente por el doble de tiempo del grabado ácido, para evitar la permanencia del ácido en la superficie dental y retirar los restos de hidroxiapatita.^{40, 43}

Es importante mantener la humedad de la dentina posterior al lavado ya que se impide el colapso de la malla de colágeno. Si esto ocurriera es reducido el

espacio entre las fibras de colágeno, disminuyendo la capacidad de infiltrar del adhesivo a través de esta malla.⁴⁴

En general, dependiendo del tiempo de grabado, la desmineralización de la dentina intertubular podría llegar a ser de 4 a 5 micrómetros de profundidad. Si no se tiene el cuidado de imprimir la dentina correctamente, la penetración del adhesivo puede no llegar a la totalidad de la microprofundidad creada. Esto traería como consecuencia que bajo la capa híbrida quede una capa de colágeno sin impregnación de monómeros de resina, lo cual es una desventaja de la técnica. Lo recién expuesto se agrava por el colapso de las fibras colágenas, que se generaría si se desecara la dentina desmineralizada después de lavar el ácido. Todo lo anterior provocaría una disminución extrema de la capa híbrida y de los “tags de resina”.^{39, 40}

Una vez grabada y secada la superficie dentinaria se debe aplicar el agente imprimante y el adhesivo de resina. La penetración de los monómeros de resina en las zonas grabadas del esmalte y dentina es considerada fundamental para la adhesión de la restauración de resina compuesta.³⁹

La superficie grabada del esmalte posee una gran energía superficial y es capaz de atraer con fuerza al adhesivo. En cambio, la penetración del adhesivo en dentina no es posible sin la aplicación del agente imprimante, pues los monómeros de resina son moléculas hidrofóbicas, y la dentina en

cambio es hidrofílica por la presencia de agua. El agente imprimante es un monómero de resina que contiene uno o más grupos hidrofílicos (hidroximetil metacrilato (HEMA), bisfenol dimetacrilato (BPDM) y 4-metacril-oxi-etiltrimelitato-anhídrico (4- META), que se encuentran disueltos en solventes orgánicos. Estas moléculas poseen un grupo hidrofílico (afín a la dentina) y otro hidrofóbico (afín a los monómeros de resina del adhesivo) haciendo posible que el agente imprimante moje y penetre la malla de colágeno desmineralizada, actuando como un agente de enlace entre la dentina y la resina.^{10, 14, 45.}

El agente imprimante debe estar disuelto en un solvente para facilitar la penetración en los intersticios húmedos de la dentina desmineralizada; por lo tanto, el solvente debe ser hidrofílico. Dentro de los solventes utilizados están la acetona, el alcohol etílico y el agua. El más utilizado en la actualidad es el alcohol. La acetona presenta múltiples problemas, por ejemplo, evaporación antes de su aplicación, dificultad de penetrar dentina seca, contracción de la dentina desmineralizada. El agua, a su vez, tiene el problema de que difícilmente se puede eliminar su exceso por evaporación. El alcohol etílico tiene el problema que se evapora antes de ser aplicado, pero en menor grado que la acetona.⁴⁰

Es recomendable aplicar dos capas del sistema adhesivo. Soplar con suaves chorros de aire, a 3 centímetros de distancia después de cada aplicación, para promover la evaporación del solvente.⁴⁰

Al penetrar los monómeros de adhesivo en la superficie desmineralizada de la dentina, a través de las fibras colágenas y ser polimerizado, se forma la llamada capa híbrida.⁴⁶

Dado los múltiples pasos a seguir para lograr una correcta técnica de adhesión mediante el grabado de la dentina con ácido ortofosfórico, y la posibilidad que se produzcan errores, fueron creados los sistemas adhesivos de autograbado.

Sistemas Adhesivos de Autograbado

Los adhesivos de autograbado están basados en el uso de un monómero ácido, que acondiciona e imprime la dentina simultáneamente, y no deben ser lavados. Al realizarse todo en un solo paso, se simplifica la técnica, disminuyendo el margen de error pues no existe la aplicación de ácido ortofosfórico en forma previa. Este último no debe ser lavado, por lo tanto tampoco se debe eliminar el exceso de agua (no se deseca la dentina). De esta forma se deja un grado de humedad adecuado para la acción del agente imprimante. En los sistemas adhesivos de autograbado se evitan las etapas de grabado, lavado y secado de la dentina.⁴²

Con los sistemas adhesivos de autograbado, la zona de la dentina que se acondiciona, es simultáneamente imprimada por el adhesivo. De esta forma no se genera el posible error de la técnica adhesiva de grabado- lavado, de grabar más allá de la zona susceptible de imprimir con el adhesivo. Esto se traduce clínicamente en una disminución de la sensibilidad post operatoria.

Los primeros adhesivos de autograbado fueron de dos pasos, en los cuales el acondicionamiento del tejido dentario con el agente imprimante está separado del adhesivo. Posteriormente aparecieron los adhesivos autograbantes de un solo paso.⁴⁷

Básicamente los monómeros de estos sistemas siguen los mismos principios de los sistemas de adhesión convencionales. O sea, tienen una porción hidrofóbica, y otra hidrofílica. La diferencia es que estos monómeros también tienen la capacidad de desmineralizar el tejido dentario, aparte de crear enlaces covalentes con el colágeno e iónicos con la hidroxiapatita. Los autograbantes, de un solo paso, tienen una alta concentración de solvente, que es necesario para la adecuada ionización del monómero ácido. Al aumentar la concentración del solvente es reducida la concentración de monómero, por lo cual la adhesión es disminuida.⁴⁷

Dirección de Túbulos según el Corte

Luego de la remoción de caries, existe una pérdida de tejido dental. Esta se traduce en una preparación biológica en la cual fue cortada la dentina en distintas orientaciones espaciales. En el corte sagital de una pieza dentaria, que simula la pared axial de una cavidad operatoria, encontramos túbulos dentinarios orientados principalmente longitudinales, en forma paralela. En cambio en cortes transversales de un diente, que simularían el piso oclusal de una cavidad operatoria, se encuentran túbulos dentinarios cortados exponiendo su sección circunferencial.

Los túbulos dentinarios cortados en forma transversal tienen mayor cantidad de dentina intertubular que aquellos cortados en forma perpendicular a su eje mayor.⁴⁸

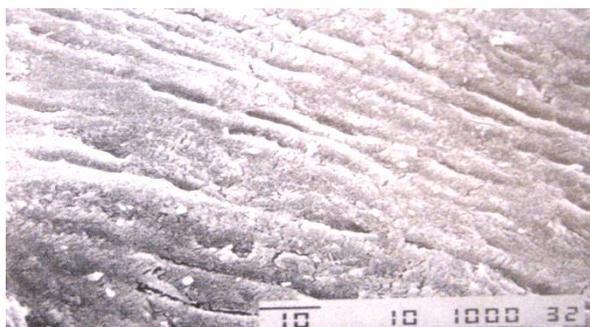


Figura N°3. Corte transversal de túbulos dentinarios

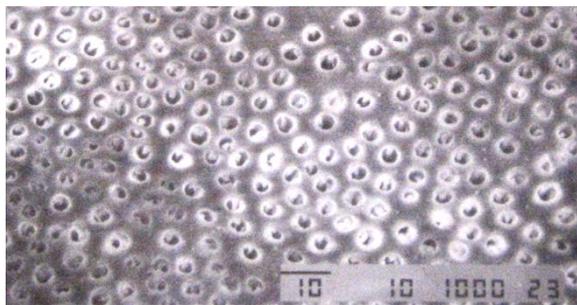


Figura N°4. Corte perpendicular de túbulos dentinarios

Por otra parte se han observado, con microscopía, la capa híbrida y los “tags de resina” en ambos cortes de túbulos dentinarios. Cuando los túbulos dentinarios están orientados en forma paralela, se observa una capa híbrida delgada. Esto es contrario en cortes perpendiculares de túbulos dentinarios, donde se encuentra una capa híbrida de mayor grosor.⁴⁹

La fuerza adhesiva a dentina no sólo depende del espesor de la capa híbrida. También depende de que la superficie dental desmineralizada, sea imprimada en gran grado por los monómeros de resina.⁴⁹

La fuerza adhesiva se puede medir mediante pruebas de tracción y de cizallamiento. Después de estas pruebas se pueden presentar fallas adhesivas o cohesivas. En condiciones ideales (donde el eslabón más débil de la cadena adhesiva son las fibras colágenas), se espera una falla cohesiva; el mejor valor que se podría obtener sería de 30 MPa (tensión necesaria para romper las fibras colágenas). Una falla adhesiva en cambio, es lo que ocurre en condiciones no ideales (como secado exagerado de la

dentina, por ejemplo), que traen consecuencia el colapso de la malla colágena, con la disminución de penetración del agente imprimante. La resistencia adhesiva, entonces, es siempre a expensas del eslabón más débil de la cadena adhesiva.⁴⁰

La técnica de hibridación depende principalmente del grado de adhesión al colágeno de la dentina. Se podría pensar que una zona dentinaria con mayor cantidad de colágeno expuesto tendría mayor valor de adhesión que otra con menor exposición del mismo.

Si se considera que las paredes cavitarias tienen una superficie mayor que el piso de la cavidad, con mayor cantidad de dentina intertubular (mayor sustrato de colágeno), se podría esperar una mayor resistencia adhesiva en las paredes, que el piso cavitario.

En relación a lo anterior, este trabajo busca establecer si existen diferencias en el grado de adhesión obtenido en los distintos cortes de dentina coronal, similares a los de una preparación biológica, en la cual los túbulos dentinarios están expuestos de forma longitudinal y perpendicular.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de una resina compuesta adherida a dentina coronal, cortada en forma sagital y transversal.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva de una resina compuesta adherida a dentina, cortada de forma sagital y transversal

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar el valor de la resistencia adhesiva de una resina compuesta adherida en dentina de una pieza dentaria cortada de forma transversal.

Determinar el valor de la resistencia adhesiva de una resina compuesta adherida en dentina de un diente cortado de forma sagital.

Analizar comparativamente los resultados obtenidos en los dos grupos para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo de investigación se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en los Laboratorios del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile

Se midió y comparó *in vitro* el grado de resistencia adhesiva de una resina adherida en distintos cortes dentinarios (un corte sagital y otro transversal).

Para medir el grado de resistencia adhesiva al cizallamiento fueron utilizados 28 molares humanos, sin caries, recientemente extraídos por razones periodontales. Estos fueron depositados en una solución de suero fisiológico en un recipiente cerrado, mantenidos a temperatura ambiente hasta ser utilizados. Previo a su utilización las piezas dentarias fueron limpiadas con agua y escobillas.

Fue dividida la muestra en 2 grupos, de 14 piezas cada uno. En un grupo se hizo un corte sagital de la corona. En el otro, un corte transversal de la corona. Para evitar una perforación a la cámara pulpar el corte sagital se hizo a una profundidad de 3 milímetros en la superficie dental más sobresaliente

(indistintamente mesial o distal). El corte transversal se hizo a una profundidad de 4 milímetros del fondo del surco.



Figura N°5. Corte sagital de la corona



Figura N°6. Corte transversal coronal

Para realizar los cortes se utilizó una turbina NSK con abundante refrigeración y fresas de diamante cilíndricas grano grueso de 1,6 mm de diámetro y 1,5 cm de extremo activo (ISO 806 314 111 534 016).

Luego de realizados los cortes, cada diente fue conservado en suero fisiológico hasta realizar la restauración.

Para confeccionar los cuerpos de prueba, la dentina fue acondicionada con la técnica de grabado ácido total. Se utilizó ácido ortofosfórico, en gel, al 37%. Este fue aplicado con una jeringa durante 10 segundos, sobre la dentina. Luego se lavó con abundante agua, por el doble del tiempo que fue grabada. Se procedió a secar la dentina con papel absorbente para evitar su desecación.



Figura Nº 7. Grabado ácido

Sobre la dentina acondicionada, fue aplicado el adhesivo Single Bond 2[®] (3M ESPE), siguiendo las instrucciones del fabricante. Se aplicaron dos capas sucesivas, según lo explicado anteriormente.⁵⁰



Figura N° 8. Aplicación del adhesivo

Sobre la superficie tratada y adherida con el adhesivo, se aplicó resina compuesta (Z350 de 3M[®]), mediante la técnica incremental, dando como resultado restauraciones en forma de cilindro (de 6mm de diámetro y 4 mm de alto). Para hacer las restauraciones en forma de cilindro, se utilizó un molde metálico preestablecido, cubierto con lubricante de silicona, para facilitar el retiro del molde a las restauraciones adheridas al diente.



Figura N°9. Molde metálico y lubricante de silicona

Para poder fijar los cuerpos de prueba en la máquina de ensayo, se confeccionó un asa de acrílico de auto curado Marche[®]. De esta manera se fijó la muestra en un dispositivo metálico y poder someterlas a tensión en la máquina Tinius Olsen.



Figura N° 10. Mango acrílico

Cada cuerpo de prueba fue sometido a una carga de cizallamiento de 200 Kg y a una velocidad de 0,2 cm/min

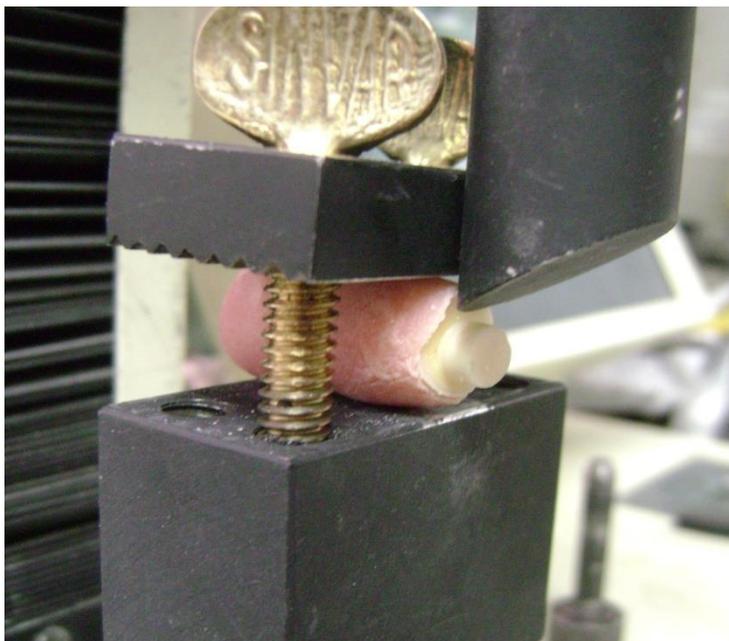


Figura N° 11. Máquina Tinius Olsen

Los valores obtenidos fueron transformados a megapascales. Se tabularon. Fue calculado el promedio, la desviación estándar y posteriormente fueron sometidos a análisis estadístico mediante el programa computacional t-test de Student. Este último es una prueba paramétrica que se emplea para la comparación de promedios.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este estudio se muestran en la Tabla N°1. Mediante la unidad de fuerza Megapascal (MPa) se muestra la resistencia adhesiva que tuvo cada cuerpo de prueba de los dos grupos en estudio.

Número de muestra	Corte transversal dentina coronal	Corte sagital dentina coronal
	MPa	MPa
1	18.49	22.67
2	15.39	16.90
3	11.1	12.58
4	11.48	11.47
5	19.24	14.85
6	20.64	19.6
7	7.24	13.11
8	16.42	16.74
9	15.23	11.4
10	8.95	14.8
11	12.71	27.73
12	9.72	13.35
13	7.94	12.31
14	16.69	18.49
Promedio	13.66	16.14

Tabla N°1

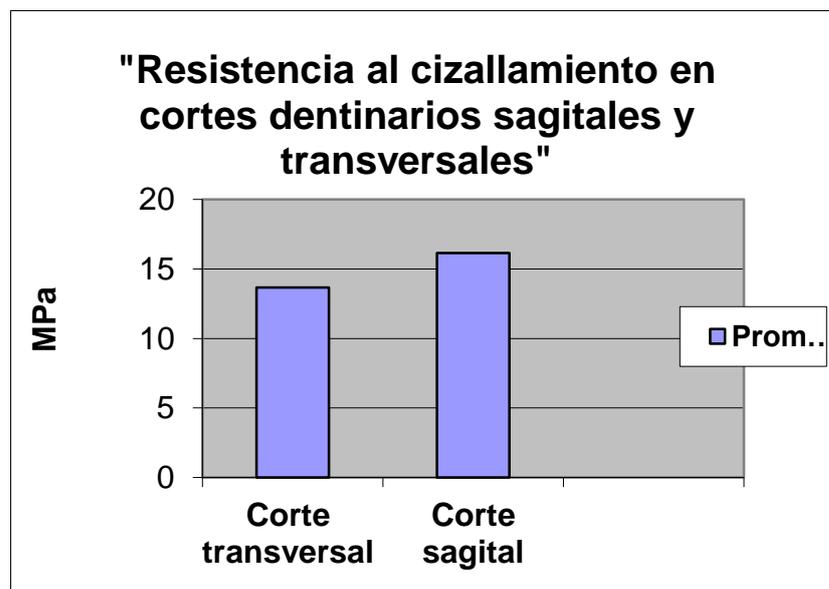


Figura Nº 12. Este gráfico muestra el promedio que ambos grupos tuvieron a la resistencia al cizallamiento en MPa. Se ve que el promedio de cortes sagitales de dentina coronal es levemente mayor que el promedio de cortes transversales de dentina coronaria.

Diagrama de cajas y alambres

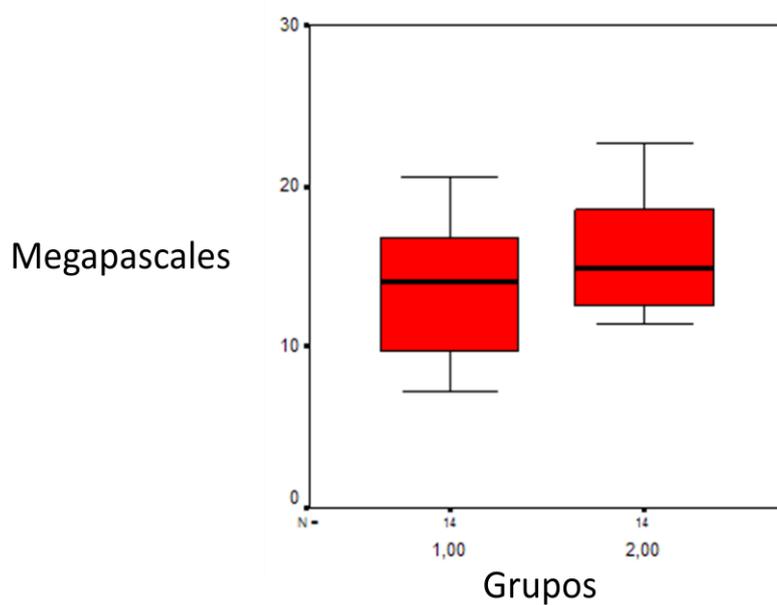


Figura N° 13. Diagrama de cajas y alambres. El cuadrado rojo del diagrama muestra los resultados del 50% del grupo 1 y 2. La línea negra que atraviesa el cuadrado indica el promedio de cada grupo. De esta forma se puede ver, en forma más gráfica, los resultados de ambos grupos experimentales.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los estadísticos descriptivos Media, Desviación Estándar y Error Típico de la Media, de las pruebas de resistencia a la tracción de ambos grupos en estudio, son presentados en la Tabla N°II.

Tabla N°2. Estadísticos Descriptivos de los grupos I y II. Grupo I son aquellos cuerpos de prueba en los cuales la dentina fue cortada en forma transversal. El Grupo II, aquellos donde la dentina fue cortada de forma sagital.

Grupo	Tamaño de la muestra	Media (%)	Desviación estándar (%)	Error típico de la media (%)
I	14	13,65	4,37	1,17
II	14	16,15	4,69	1,25

Se somete a los Grupos I y II a la prueba de Kolmogorov-Smirnov para verificar que ambas poblaciones sean normales. Esta prueba se presenta en la Tabla N°III.

Tabla N°3. Tabla resumen de los resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra Grupos I y II

		Grupo I	Grupo II
N		14	14
Parámetros normales	Media	13,66	16,14
	Desviación típica	4,37	4,70
Diferencias más extremas	Absoluta	0,140	0,180
	Positiva	0,119	0,180
	Negativa	-0,140	-0,157
Z de Kolmogorov-Smirnov		0,524	0,673
Sig. asintót. (bilateral)		0,947	0,756

La tabla III ofrece el número de casos válidos para ambos grupos y los parámetros de la distribución normal (Media y Desviación Típica). Ofrece también las diferencias más extremas entre las frecuencias acumuladas, empíricas y teóricas (la más grandes de las positivas, la más pequeña de las negativas y la más grande de las dos en valor absoluto).

Por último, también muestra que el nivel de significación asintótica bilateral (valor z) que para ambos grupos es mayor a 0,05, por lo cual se puede concluir que ambas poblaciones son normales.

Al ser ambas poblaciones normales, es posible realizar el test T-Student, pues uno de los requisitos para poder usar este test es que las poblaciones en cuestión sean normales. Se realizó el test con el programa SPSS (“statistical product and service solutions”) y los resultados se muestran en la Tabla N°IV.

	Media	Desviación típica	Error típico de la media	95% intervalo de confianza para la diferencia		t	gl	Sig (bilateral) p
				Inferior	Superior			
Varianzas	-2,49	4,8	1,28	-5,2	0,28	-1,93	13	0,075

Tabla N° 4. Prueba de muestras relacionadas

Se determina que el nivel de significancia bilateral (valor p) es de 0,075. Esto significa que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupo I y II. En otras palabras, en por lo menos un 95% de los casos, la fuerza de resistencia a la tracción en ambos grupos es igual.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio sugieren que los valores de resistencia al cizallamiento de resina compuesta, adherida en dentina mediante la técnica adhesiva de grabado-lavado, no dependen de la orientación de los túbulos dentinarios. Esto porque en cortes transversales al eje mayor de la pieza dental en dentina (donde quedan expuestos los túbulos de forma perpendicular), el valor promedio de fuerza fue 13,65 MPa. En cortes sagitales al eje mayor de la pieza dental en dentina (donde quedan expuestos los túbulos con una orientación paralela), el valor promedio de la fuerza fue 16,15 MPa. Estos datos, analizados estadísticamente, revelan un $p = 0,075$. Esto significa que no hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Estudios similares, como el de Olabisi et al, muestra que hay significativamente menor fuerza adhesiva en superficie dentinarias que exponen túbulos cortados en forma perpendicular, en comparación a cortes con túbulos orientados en forma paralela. Sin embargo dicho estudio difiere del presente, pues sus resultados son en base a “adhesivos de autograbado de 2 pasos”, y “sólo en cortes dentinarios profundos”.⁴⁷

Otro estudio, que utilizó adhesivo Single Bond[®] en base a la técnica grabado y lavado (al igual que el presente estudio), llegó a resultados estadísticamente significativos. Se mostró que hubo mayor fuerza adhesiva en cortes dentinarios profundos que exponen túbulos dentinarios orientados perpendicularmente en comparación a orientaciones paralelas de los túbulos.⁵¹

En trabajos de Schupbach del año 1997, se observó la capa híbrida, en distintas orientaciones de túbulos dentinarios. Se vió que la orientación de los túbulos tiene un importante efecto en la formación de la capa híbrida. Túbulos orientados perpendicularmente muestran una capa híbrida de casi el doble de espesor que los túbulos orientados paralelamente; además los “tags de resina” están ausentes en los túbulos orientados paralelamente. Este estudio, al igual que el presente, ocupó la técnica adhesiva de grabado y lavado. Schupbach dice que la fuerza adhesiva no depende sólo del espesor de la capa híbrida; sino también depende de que la mayor parte de dentina desmineralizada, pueda ser imprimada por monómeros de resina.⁴⁹

Los resultados de este estudio podrían relacionarse con lo expuesto anteriormente en el marco teórico. Por un lado es sabido que en cortes dentinarios, donde se exponen los túbulos en forma paralela a su eje mayor (que podría ser la cara axial de una preparación biológica), se expone mayor cantidad de dentina intertubular que en un corte perpendicular de un túbulo

dentinario (que podría corresponder a la pared pulpar de una preparación biológica). Considerando que la dentina intertubular contiene el principal sustrato para la adhesión en dentina, que es la malla de colágeno, se podría inferir que en las situaciones en las cuales es expuesta mayor cantidad de dentina intertubular hay mejor adhesión.

Por otro lado, hay estudios que hablan de la estructura de la capa híbrida y los “*tags* de resina”, en distintas orientaciones de túbulos dentinarios. En cortes en los cuales los túbulos se orientan perpendicularmente, existe una capa híbrida de mayor espesor y con presencia de “*tags* de resina”. Sin embargo, en cortes en los cuales son expuestos en forma longitudinal, la capa híbrida tiene menor grosor y ausencia de “*tags* de resina”.

Tampoco se debe olvidar que en los cortes de dentina no es posible encontrar orientaciones exclusivas de túbulos dentinarios. Siempre existe una mezcla con predominancia de alguna orientación. Esto último se debe a la divergencia que tienen los túbulos dentinarios desde el límite de la cámara pulpar a la unión amelodentinaria. Esto explica también que en cercanía a la cámara pulpar existe una mayor concentración de túbulos en comparación a dentina menos profunda. También es una explicación el recorrido en forma de “*s*” itálica de los tubules dentinarios.⁹

Si bien los resultados del presente estudio no arrojan diferencias estadísticamente significativas, muestra un mayor valor de adhesión en

dentina sagital. Esto confirma, en cierta medida, que la dentina intertubular expuesta en mayor cantidad, da un mejor valor de adhesión.

No hay que olvidar que en la dentina de piso cavitario, además de una capa híbrida, hay presencia de “tags de resina”. Esto seguramente ha incidido en el hecho que los valores no tuvieran una significancia estadística.

Si los resultados obtenidos son extrapolados a actuaciones clínicas, y se considera que las paredes cavitarias suman una superficie mucho mayor que el piso cavitario, la diferencia en los resultados sería mucho mayor (al sumar los valores de las superficies) y eventualmente, estadísticamente significativa.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio se puede concluir que:

1.-No existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de resistencia adhesiva de una resina compuesta adherida a dentina coronal cortada en forma sagital y transversal. Por esta razón es rechazada la hipótesis planteada.

2.-En cortes sagitales de dentina coronal (en la cual se encuentran mayoritariamente los túbulos orientados de forma longitudinal) se obtuvieron mayores valores de adhesión que en cortes transversales de dentina coronal (donde encontramos túbulos orientados de forma perpendicular a su eje mayor principalmente). Sin embargo, este mayor valor no tiene una significancia estadística.

RESUMEN

Este estudio comparó la resistencia traccional en orientaciones paralelas y perpendiculares de túbulos dentinarios usando la técnica adhesiva de grabado y lavado con la utilización del adhesivo Single Bond 2 3M ESPE®

28 molares recientemente extraídos fueron utilizados. Se dividieron en dos grupos. Se realizaron cortes que permitieron exponer los túbulos con orientaciones paralelas (corte sagital) y con orientaciones perpendiculares (cortes transversales). Posteriormente fue acondicionada la dentina con la técnica de grabado ácido, lavado y secado. Se aplicó el adhesivo y luego la resina compuesta. El mango de acrílico autocurado fue confeccionado para permitir que los cuerpos de prueba sean sometidos a la máquina de tracción Tinius Olsen.

El promedio de la resistencia a la tracción en cortes sagitales de dentina fue 16,14 MPa. El promedio en los cortes transversales de dentina fue de 13,66 MPa.

Las pruebas de resistencia a la tracción demostraron que no existen diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,075$) entre los cortes de

dentina que muestran una orientación paralela de túbulos dentinarios en comparación a cortes de dentina que exponen túbulos de forma perpendicular.

SUGERENCIAS

Evaluar la interfase diente-restauración mediante microscopía electrónica de barrido en cortes transversales de dentina coronal.

Evaluar la interfase diente-restauración mediante microscopía electrónica de barrido en cortes sagitales de dentina coronal.

BIBLIOGRAFÍA

- (1) Pindborg JJ. Pathology of dental hard tissues. Filadelfia, Saunders, 1970
- (2) Mariné, A., Stanke, F., Urzúa, I. "Caries tratamiento de una enfermedad Infectocontagiosa" Facultad Odontología Universidad de Chile 1997, pags 1-7).
- (3) Craig R., O'Brien , Powers, J. "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación". 6ª edición Editorial Mosby, 1996. 294. pp 1-75 Cap. I-IV.
- (4) Bader M. "Resinas Compuestas" apuntes segundo año 1993 Facultad Odontología Universidad de Chile)
- (5) Ehrmantraut, M., Bader. "Polimerización de Resinas Compuestas a través de estructuras dentarias" Rev Facultad de Odontología Universidad De Chile 12 (2): 22-27. 1994.
- (6) Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida., Inoue S. Buonocore Memorial Lecture: Adhesion to enamel and dentine: current status and future challenge Oper Dent, 28-3, 2125-235, 2003.
- (7) Studervant C. et al. "Operatoria Dental, Arte y Ciencia". 3ª Edición Harcourtbrace. España, Marzo 1999 p 253, cap. 6.
- (8) Astorga C., Bader M., Baeza R., Ehrmantraut M., Ribera C., Vergara J. "Texto de Biomateriales Odontológicos". 1ª Edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile, 2004. Cap IV.

- (9) Gómez de Ferraris ME, Campos A, "Histología y Embriología Bucodental" Editorial Médica Panamericana 2002 Segunda edición, Capítulo 9, 237-269.
- (10) Swift, EJ Jr., Perdigao, J., Heymann, HO. "Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995". Quint. Int. 26(2): 95-110. 1995.
- (11) Aguirre A., Mery C., Montenegro M. "Histología y Embriología del sistema estomatognático" Facultad de Odontología Universidad de Chile 1986. 138. P.p 61-75. Cap V-VI.
- (12) Marshall, G. et al. "The dentin substrate: structure and properties related to bonding". J Dent. 25 (6): 451-458. 1997.
- (13) Kugel G., Ferrari M. "The science of bonding: from first to sixth generation JADA. 131: 20-25. 2000.
- (14) Swift, EJ Jr. "Bonding system for restorative materials, a comprehensive review". Pediatr. Dent. 20 (2): 80-84. 1998.
- (15) Barrancos "Ciencias y Prácticas relacionadas con la Operatoria Dental". Capítulo 18 pag 300.
- (16) Cordero V. "Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2004.

- (17) Roberson, T., Heymann, H., Sturdevant, J.; "Arte y Ciencia, Operatoria Dental" 1996, 3 era Edición. Cap. 2-4.
- (18) Fortin D., Vargas MA. "The spectrum of composites: new techniques and materials" JADA. 131:26-30. 2000.
- (19) Barrancos, J. "Operatoria Dental". 3ª Edición. Editorial Panamericana, 1998. Pags. 570-662. Cap. 17-21.
- (20) Anusavice, K. J., "Ciencia de los materiales dentales" Décima edición. Mc Graw-Hill, Interamericana, 1998. Pag 283-331. Cap 12. Pag 551-552 Cap 24.
- (21) T. Yoshikawa et al. "Effects of Dentin Depth and Cavity Configuration on Bond Strength" J Dent Res 78(4): 898-905, April, 1999.
- (22) Ciucci B et al. "Volume of the internal gap formed under composite restorations *in vitro*". J Dent 25: 305-312. 1997
- (23) Borgmeijer PJ et al. The Prevalence of postoperative sensitivity in teeth restored with Class II composite resin restorations. Dent Child 58: 378-383. 1991.
- (24) Barrancos "Operatoria Dental Integración Clínica" 4ª edición. Capítulo 38 pag. 793. Editorial Médica Panamericana Buenos Aires año 2006
- (25) Tyas MJ, Burrow MF, "Adhesive restorative materials: A Review" Australian Dental Journal 2004; 49 (3): 112-121.

- (26) German C et al, "Shear Bond strength of a self etching adhesive in primary and permanent dentition". American Journal of Dentistry 2005 Vol. 18 No. 5 331-334.
- (27) Phillips R. "La Ciencia De Los Materiales dentales de Skinner". 7ª Edición. Editorial Interamericana, 1986. 583. Pag 18-439. Cap 2, 30.
- (28) Laf Pimenta, Cm Amaral, Akb Bendran de Castro, Av Ritter "Stability of Dentin Bond Strengths Using Different Bonding Techniques After 12 Months: Total – etch, Deproteinization and Self- etching". Operative Dentistry , 2004 29-5, 592-598
- (29) Nanci A. "Enamel: Composition, Formation, and Structure. Ten Cate's oral histology, development, structure and function. Editorial Mosby. Sixth edition pp 145-147, año 2003.
- (30) Abramovich "Histología y embriología dentaria" cap 6 pag 118 , 2ª edición Editorial Médica Panamericana año 1999.
- (31) Oliveira S., Pugach M., Hilton J. "The influence of the dentine smear layer on adhesion: "Self-etching primer vs a total etch system". Dental Materials 19: 758-767, 2003
- (32) Van Meerbeek. "The clinical performance of adhesives. J Dent: 26 (1): 1-20 1998
- (33) Perdigao J & L "A field emission SEM comparison of four post fixation drying techniques for humans dentine". J Biomed Mat Res; 29 (9): 1111-1120, 1995.

- (34) Kinney, JH., Marshall, SJ., Marshall, GW. "The mechanical properties of human dentin: a critical review and re –evaluation of the dental literatur". Crit. Rev. Oral. Biol. Med. 14(1): 13-29. 2003
- (35) Carvalho RM et al. "Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density". The Journal of Adhesive Dentistry Vol. 3, 2001, No. 4 309-314
- (36) Koutsi V, Noonan R. G, Horner J. A, "The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars". Pediatr Dent 1994, 16:29-35.
- (37) J Perdigao et al "Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding" Dental Materials 16 (2000) 311-323)
- (38) C. Prati, S. Chersoni, D.H. Pashley "Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding". Dental Materials 15 (1999) 323-331)
- (39) Toledano, J. Perdigao, R. Osorio, E. Osorio. "Effect of dentin deproteinization on microleakage of class V composite restorations". Operative Dentistry 2000, 25, 497-504.
- (40) Gilberto Henostroza. "Adhesión en odontología restauradora" 1^a Edición Editorial Maio. Curitiba 2003. Cap 5 pag 119-120
- (41) Jean-Christophe Maurin et al "Tensile and Shear Bond Strength Evaluation of a Total-etch Three –step and Two Self-etching One-step Dentin Bonding Systems. J Adhes Dent 2006; 8: 27-30

- (42) J. De Munck et al "A critical Review of Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results" J Dent Res 84 (2): 118-132, 2005
- (43) B. Van Meerbeek et al "Adhesion to enamel and dentin: Current Status and Future Challenges" Buonocore Memorial Lecture. Operative Dentistry, 2003, 28-3, 215-235
- (44) Pasheley, D., Carvalho, R.. "Review: Dentin permeability and dentin adhesion". J Dent. 25 (5): 355-372. 1997
- (45) Swift, EJ Jr. "Dentin/enamel adhesives: review of literature". Pediatr. Dent. 24 (5): 456-461
- (46) Tomoko ABO et al "Short and long term in vitro study of the bonding of eight commercial adhesives to normal and deproteinized dentin". Acta Odontologica Scandinavica 2006, 64:337-243
- (47) Olabisi Asande Adebayo, Michael Francis Burrow & Martin John Tyas: Bonding of one step and two step self etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. Acta Odontologica Scandinavica, 2008; 66: 159-168)
- (48) Cagidicao, Ferrari, Vichi, Davidson: "Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in Class V, and Class II preparations" J Dent, Vol. 25, No 5, pp 379-389, 1997.
- (49) Schupbach P, Krejci I, Felix L: Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. Eur J Oral Sci 1997: 105: 344-352.

- (50) *multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn* *Página visitada el 21 de octubre del 2008)*
- (51) Phrukkanon, Burrow, Tyas. "The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine". *Journal of Dentistry* 27 (1999) 265-274.