



UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
MAGISTER EN REHABILITACIÓN ORAL

**INFLUENCIA DE LA REFRIGERACIÓN DURANTE LA
PREPARACIÓN CAVITARIA, EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE
LAS RESINAS COMPUESTAS AL SUTRATO DENTINARIO.**

SERGIO SÁNCHEZ ALARCÓN

Tesis presentada a la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae,
para optar al grado de Magister en Rehabilitación Oral.

Profesor Guía: Dr. Marcelo Bader Mattar

Santiago, Chile

2017

AGRADECIMIENTOS

Ya terminando este largo recorrido que ha sido la realización de este trabajo de investigación presentado a continuación, debo agradecer a los que me han ayudado, y acompañado en este tiempo. Por lo mismo, quisiera agradecer a:

- Los doctores Marcelo Bader y Gisaku Kuramochi, por su indispensable ayuda, y constante disposición para la confección de este trabajo.
- Al Dr. Víctor Díaz, por su ayuda en el análisis estadístico de los resultados.
- Al sr. Marco Jorquera por su ayuda y disposición en la fase experimental del trabajo.
- A Daniela Montero, por su ayuda, cariño, paciencia, comprensión, y hacerme feliz durante todo este tiempo.
- A Stefan Ulbrich por el Office y la compaginación.
- A mi familia y amigos, por ser un sostén indispensable de la moral, y mantener en mí, las ganas de seguir siempre hacia adelante.

ÍNDICE

	Página
INTRODUCCIÓN	1
MARCO TEÓRICO	4
CAPÍTULO 1. PIEZA DENTARIA.....	4
1.1 Tejidos Dentarios	6
a) Características Generales de los Tejidos Dentarios	6
i) Esmalte	6
ii) Cemento	9
iii) Dentina	9
b) Colágeno	12
1.2 Patologías	15
a) No cariosas	15
b) Caries	18
CAPÍTULO 2. ODONTOLOGÍA RESTAURADORA	20
2.1 Preparaciones Cavitarias	20
a) Instrumental Rotatorio.....	22
b) Aparatología Impulsora	27
i) Calor Friccional	28
ii) Refrigeración	29
c) Corte del esmalte	32
d) Corte de la dentina	32
2.2 Biomateriales	34
a) Resinas Compuestas	35
CAPÍTULO 3. ADHESIÓN DENTARIA	37
3.1 Tipos de Adhesión	37
a) Adhesión de las Resinas al Esmalte	38

i) Grabado Ácido	38
b) Adhesión de las Resinas a Dentina	40
i) Sistemas Adhesivos	41
3.2 Acondicionamiento de la Dentina	44
3.3 Métodos o Técnicas de Evaluación	50
DISEÑO TEÓRICO	53
METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	54
1. Materiales y Métodos	54
2. Variables a Estudiar	61
3. Análisis Estadístico	62
RESULTADOS	63
1. Análisis de los Resultados	64
DISCUSIÓN	68
1. Estadística	68
2. Disipación del Calor	69
3. Barro Dentinario y Adhesión a Colágeno Denaturado	72
CONCLUSIONES	75
SUGERENCIAS	76
BIBLIOGRAFÍA	77
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES Y TABLAS	82
1. Índice de Ilustraciones	82
2. Índice de Tablas	83
ANEXOS	84

RESUMEN

Con el avance de los procedimientos adhesivos en los últimos 20 a 30 años, estos se han constituido como una alternativa confiable para realizar restauraciones directas y cementar restauraciones indirectas de todo tipo.

La capa híbrida (esencial para la adhesión de las resinas compuestas), es formada por una trama colágena, expuesta por el acondicionamiento de la dentina, y compuestos resinosos orgánicos que penetran en ella y endurecen allí. Como en todas las proteínas, la estructura molecular del colágeno es susceptible al calor, y la eliminación y conformación de los tejidos deficientes o remanentes de las piezas dentarias dañadas se realiza en la mayoría de los casos con instrumental rotatorio de alta y/o baja velocidad, los cuales son capaces de generar un gran aumento de temperatura en el sitio de trabajo.

El objetivo de este estudio es evaluar la influencia de la refrigeración en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta en dentina, al utilizar fresas de alta y baja velocidad en la preparación cavitaria.

Esto se logró realizando preparaciones en terceros molares divididos en la mitad, y separados en grupos que fueron tratados con y sin refrigeración, con alta y baja velocidad, dependiendo del grupo en que haya sido clasificado cada muestra en particular. A las muestras, una vez hecha la preparación con instrumental rotatorio, se les adhirió un cilindro de resina compuesta siguiendo un protocolo adhesivo adecuado. Luego todas las muestras fueron sometidas a un test de resistencia a la cizalla, del cual se obtuvieron los resultados de su resistencia adhesiva para los diferentes grupos.

No se observaron diferencias significativas en cuanto a la resistencia adhesiva al ser las muestras sometidas a un test de resistencia a la cizalla, independiente de la velocidad con la que se trabajó, y de si se utilizó o no refrigeración al momento de realizar la preparación.

INTRODUCCIÓN

Existen diversos procesos que pueden afectar la integridad de los tejidos duros de las piezas dentarias (1–4). Cuando una pieza dentaria ha sufrido un daño en sus tejidos duros, o presenta alteraciones de coloración, forma, o tamaño se hace necesario actuar sobre ellos modificando o eliminando tejidos enfermos, debilitados o pigmentados, con el objetivo de lograr un resultado biológico, mecánico y estético adecuado y de larga duración, tendiente a devolver la pieza dentaria a su integridad anatomofisiológica (1,3,5).

En la actualidad, la mayoría de los procedimientos restauradores estéticos, directos o indirectos, involucran la aplicación de técnicas adhesivas al sustrato dentinario (6,7).

Dentro de las causas de falla de las restauraciones de resina compuesta, se pueden observar fallas cohesivas (generalmente de la resina compuesta) (6), adhesivas (en la interfase diente-restauración) (6,8), y por caries secundarias o recidivantes a las restauraciones (6).

Se han descrito múltiples causas de las fallas adhesivas en la interfaz restauradora de las resinas compuestas (6).

Las técnicas adhesivas, se basan en la formación de la denominada *capa híbrida*, resultado de la interdifusión de diferentes tipos de monómeros entre la estructura orgánica de la dentina, conformada principalmente por colágeno entre otros tipos de elementos (1,7–14). Para ello, previamente se requiere acondicionar los tejidos dentarios de manera de hacerlos más receptivos a los sistemas utilizados para generar adhesión (1,7,8,13,15).

Una de las formas más utilizadas hoy para realizar este acondicionamiento previo, consiste en el grabado ácido de la dentina (8), el cual va a provocar una desmineralización de su estructura superficial, dejando expuesta la matriz colágena (1,9,13,15). Luego, sobre esta estructura acondicionada, se depositan los monómeros adhesivos (Agente imprimante y adhesivo), para que infiltren y se

interdigiten entre las fibras de colágeno expuestas. De esta manera se estructura la capa híbrida, la cual se une firmemente a la dentina permitiendo articular posteriormente el material restaurador con la pieza dentaria (1,7–14).

El éxito de este proceso adhesivo requiere que las estructuras orgánicas de la dentina, se encuentren indemnes luego del procedimiento de cavitación o preparación de la pieza dentaria (1,8–12).

Sin embargo, la matriz colágena al quedar expuesta al medio es bastante lábil, y puede colapsar por diferentes motivos, siendo uno de ellos la desecación, que puede generarse por la temperatura del fresado, o por secado excesivo con aire (3). Es sabido también, que el colágeno puede ser desnaturalizado al ser expuesto a temperaturas altas (16,17).

Las alteraciones en la matriz colágena, ya sea por colapso de ésta o por desnaturalización del colágeno, afectará negativamente a la formación de la capa híbrida y, por lo tanto, a la adhesión de los materiales restauradores (1,8–12).

Considerando la dureza de los tejidos mineralizados del diente, muchas veces se debe recurrir al uso de instrumentos adecuados para lograr el corte o los desgastes necesarios que permitan realizar las preparaciones dentarias requeridas de acuerdo al procedimiento clínico restaurador que se vaya a emplear (3,18).

Dichos instrumentos pueden ser manuales o propulsados por dispositivos rotatorios. Estos últimos, al ser accionados por diversos sistemas de impulsión sobre los tejidos dentarios calcificados, generan energía en forma de calor (3,5,10,18,19), lo cual puede afectar al complejo pulpo-dentinario y/o al periodonto (3,16–18,20,21).

Para contrarrestar la generación de calor, está indicado con el fin de generar una refrigeración, la utilización de agua o un aerosol de agua y aire tanto sobre las fresas y piedras utilizadas durante el procedimiento como también sobre los tejidos sujetos de la acción de corte (3,10,18,19), entre otras precauciones (3,10,18,19,22).

El fresado sin una adecuada refrigeración podría llegar a elevar la temperatura lo suficiente como para desnaturalizar el colágeno, comprometiendo de esta manera su hibridación posterior con los agentes adhesivos (11,16,17,20). Esta alteración de la superficie por altas temperaturas puede ser un factor condicionante para la longevidad de las restauraciones de resina compuesta, afectando su resistencia adhesiva, y por consiguiente, siendo un factor causal de futuras fallas adhesivas de la interfaz diente-restauración. Al respecto, la evidencia disponible hasta ahora resulta insuficiente.

Es por esto, que este estudio buscó establecer si la utilización de refrigeración durante el procedimiento de preparación cavitaria con instrumentos de baja y alta velocidad, influye en la resistencia adhesiva de las resinas compuestas a la dentina.

MARCO TEÓRICO

CAPÍTULO 1

PIEZA DENTARIA

Las piezas dentarias corresponden a órganos duros, pequeños, de color blanco amarillento, constituidos por tejidos altamente diferenciados de distintos orígenes embrionarios (ectodérmico y mesodérmico). Estas se disponen en forma de arco en ambos maxilares y en su conjunto conforman el sistema dentario (23).

Existen en las piezas dentarias, tres tejidos duros (esmalte, dentina, cemento) y uno blando (pulpa). Dos de los tejidos duros se encuentran en la periferia, el esmalte en la corona y el cemento en la raíz, e internamente a ambos se encuentra el otro tejido duro que es la dentina, circunscribiendo una cavidad ocupada por la pulpa dentaria (23).

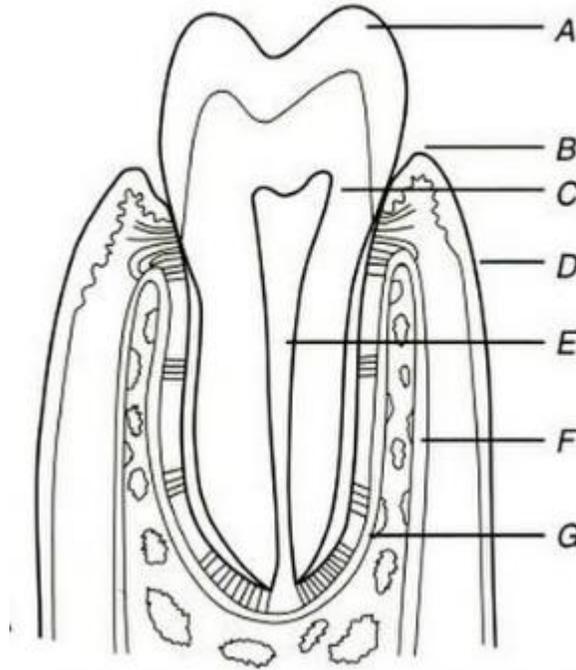


Figura 1. Anatomía dentaria (24). [A] Esmalte. [B] Margen libre de encía. [C] Dentina. [D] Encía adherida. [E] Pulpa. [F] Hueso alveolar, cortical externa. [G] Hueso alveolar, cortical interna. Se observan también, fibras periodontales.

Las piezas dentarias cumplen distintas funciones esenciales, por si mismas o integradas a entidades más amplias como el sistema dentario y el aparato masticador. Estas funciones incluyen, la función masticatoria, fonética, estética y de preservación (23).

1. Función masticatoria: Acción destinada a la segmentación de los alimentos, para lo cual debe vencer la resistencia que estos oponen (23).
2. Función fonética: El aparato de la fonación está compuesto de tres elementos, el fuelle respiratorio, el aparato glótico y el aparato de resonancia, donde la boca forma parte del último de ellos, en el cual las piezas dentarias participan tanto de manera colectiva, como individual de la articulación de los sonidos (23).
3. Función estética: Las piezas dentarias sanas generan un agradable aspecto de la sonrisa, pero la función estética de las piezas dentarias va más allá de esto, formando junto con los maxilares, la armazón donde se apoyan los tejidos blandos, siendo responsables de la forma que adopta la musculatura facial, determinando los rasgos del tercio facial inferior, los cuales contribuyen a la configuración del carácter y la personalidad de las personas (23).
4. Función de preservación: Gracias a su forma, las piezas dentarias conservan su posición en el arco dentario, lo cual va a aportar a la conservación de los tejidos paradentarios, la armonía con el arco antagonista, y la eficiencia masticatoria (23).

Tejidos Dentarios

Desde el punto de vista anatómico, el diente está constituido por cuatro tejidos. Tres de estos tejidos son duros. Estos son, el esmalte, la dentina y el cemento, todos ellos más duros que los huesos (23,24).

Hay también un tejido blando que se encuentra altamente innervado y vascularizado, que forma parte del diente, que es la pulpa (23,24).

El esmalte es de origen embrionario ectodérmico, el resto es de origen embrionario mesodérmico (23).

Características Generales de los tejidos dentarios

Esmalte

El esmalte es una estructura mineralizada, por lo tanto, tiene una dureza mayor que la de otros tejidos calcificados, como por ejemplo, el tejido óseo (23,24). Su elemento básico es el prisma adamantino, compuesto por cristales de hidroxiapatita, depositados sobre una matriz proteica que queda incluida dentro de los cristales o entre ellos, al calcificarse el esmalte. La sustancia orgánica corresponde al 1.7-1.8% del peso del esmalte (23,24).

La superficie del esmalte (0.1 – 0.2mm) es la zona más dura, y con mayor contenido orgánico, debido a la constante exposición a la saliva (24).

El esmalte joven es más permeable que el esmalte envejecido (23,24).

Cristales

Los cristales de hidroxiapatita, poseen una composición química que puede variar ligeramente, dependiendo de la profundidad donde estos se encuentren. Son translúcidos, y de tamaño variable, de aproximadamente 160nm. Se desarrollan en forma de barras y plaquetas, y al unirse entre ellos se organizan en los denominados prismas del esmalte (24).

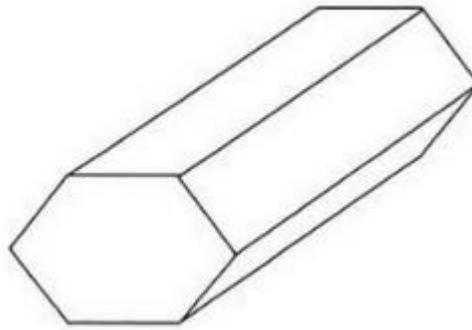


Figura 2. Cristal de hidroxiapatita. Largo: 160nm. Alto: 25nm. Ancho: 40nm (24).

Prismas Adamantinos

Un prisma adamantino, es un cuerpo de 5 o 6 caras, donde los cristales se organizan de distinta manera en distintas áreas del mismo prisma (23,24). En la región de la cabeza del prisma los cristales están organizados con sus ejes longitudinales paralelos al eje del prisma, en cambio en la cola, su sección es oblicua (24).

Los prismas se forman a partir del límite amelodentinario, y a medida de que llegan a la superficie del esmalte van ensanchándose (24). La longitud promedio de los prismas es de $9\mu\text{m}$ (24).

La dirección de los prismas es irregular, ya que van formando “eses” entrelazadas para volver el esmalte más resistente (23,24).

El depósito de esmalte no es regular ni continuo, y depende de los procesos biológicos del individuo (24).

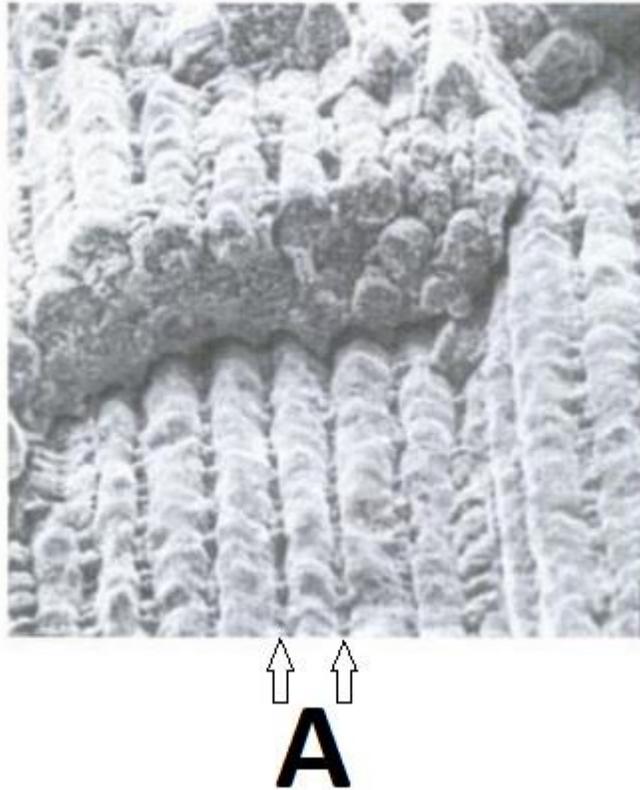


Figura 3. Prismas adamantinos (24). Fotografía obtenida con microscopio electrónico de barrido (MEB), que muestra los prismas del esmalte y su estructura característica (x 1.220). [A] Vaina de los prismas.

Vaina de los prismas: sustancia interprismática

Es una línea definida alrededor de los prismas, donde los cristales de apatita presentes tienen un mayor tamaño, una mayor separación entre ellos y distinta disposición espacial que dentro de los prismas. En esta zona, existe una mayor cantidad de contenido orgánico que dentro de los prismas (23,24).

Estrías de Retzius

Son líneas ubicadas a distancias regulares en el límite amelodentinario, que se extienden hasta la superficie del esmalte, y determinan en esta, ligeras depresiones, que posiblemente se producen por breves interrupciones, o períodos de menor actividad, en la calcificación del esmalte (23,24).

Laminillas, penachos y husos

Son zonas de menor calcificación, y mayor contenido orgánico en el esmalte. Se clasifican según su forma y extensión en el esmalte (24).

Cemento

El cemento es secretado por cementoblastos, que son las únicas células que se encuentran en los tejidos duros de las piezas dentarias, y está más relacionado con el periodonto que con la dentina o la pulpa (23,24). Posee una zona interna, media y externa, y su aposición va a estar modificada por la funcionalidad de la pieza dentaria(24). Posee células en su porción apical, lo cual aumenta su permeabilidad, y sirve como vía nutricional alternativa, a la pieza dentaria (23,24).

Dentina

Por dentro del esmalte en la corona, y del cemento en la raíz, se encuentra el tejido más voluminoso de la pieza dentaria, la dentina, que en condiciones normales, no se encuentra en contacto con el exterior (1,23).

Si bien la dentina posee mucho menos contenido mineral que el esmalte, es igualmente un tejido altamente calcificado (1,24), estando conformada en un 70% por sustancia inorgánica, un 12% de agua y un 18% de sustancia orgánica, que varía según la edad (24). La sustancia inorgánica está compuesta principalmente por cristales de hidroxiapatita, pero de menor tamaño que los del esmalte (aprox. 60nm) (1,24). También podemos encontrar en ella, elementos como carbonatos y sulfatos de calcio, flúor, hierro, cobre, cinc, etc., en pequeñas cantidades. La sustancia orgánica, en un 93% es colágeno, y además podemos encontrar polisacáridos, lípidos y proteínas (1,16,24).

Estructura de la dentina:

Es un tejido altamente calcificado, cursado por innumerables conductillos o túbulos dentinarios, que alojan en su interior las prolongaciones (o procesos) odontoblásticas o “fibrillas de Tomes”, provenientes de los odontoblastos ubicados en la pulpa dental, y que constituyen la pared interna de la dentina (23,24).

Existen múltiples tipos de dentina, dependiendo de su ubicación y su momento de sintetización. Según su ubicación en relación a las estructuras que la rodean o se encuentran dentro de la dentina, podemos encontrar la dentina del manto, la dentina peritubular, la dentina intertubular, la dentina circumpulpar y la predentina (24). Y según su momento en que es sintetizada por el odontoblasto, encontraremos dentina primaria, secundaria o terciaria (24).

La dentina periférica o del manto se ubica inmediatamente por debajo del esmalte y es la primera dentina en ser sintetizada. Esta posee fibras colágenas más gruesas, por lo tanto, un menor grado de calcificación (24).

Está también la dentina peritubular, la intertubular, y la circumpulpar. La dentina peritubular, que recubre el túbulo y le da consistencia, tiene un mayor grado de calcificación que la dentina intertubular, que presenta una mayor cantidad de matriz orgánica, especialmente fibras colágenas. La dentina peritubular alcanza un grosor de $0,5\mu\text{m}$ (24).

La predentina es una zona no calcificada, entre los odontoblastos y la dentina. Es una matriz colágena, de un ancho aproximado de $15\mu\text{m}$, y es atravesada por los procesos odontoblásticos (24).

El odontoblasto nunca deja de producir dentina, por lo que la dentina sintetizada antes de la erupción de la pieza dentaria se denomina dentina primaria, y la dentina sintetizada después de la erupción dentaria, se le llama dentina secundaria (24). Esta última, se va formando en respuesta a las pequeñas irritaciones y estímulos que recibe diariamente la pulpa en una pieza dentaria en función (24).

Cuando el estímulo es muy fuerte o localizado, la pulpa reacciona produciendo dentina con mayor rapidez, pero con distinta conformación histológica. Esta es la dentina terciaria o reparativa (24).

También, la dentina puede hipercalcificarse, produciendo la obliteración de los túbulos dentinarios por precipitación de sales de calcio, esto es común con la edad, o cuando el túbulo se ve expuesto a una irritación crónica. Esto genera un cambio en su aspecto óptico, y la dentina se pone más opaca. Esta dentina se le denomina dentina esclerótica (23,24).

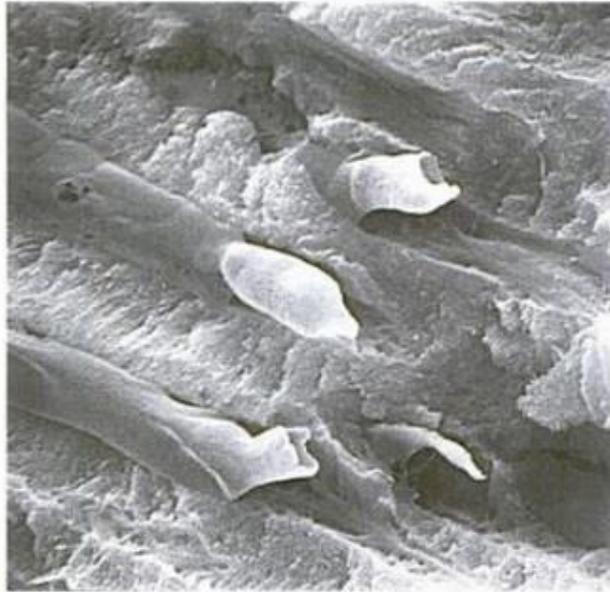


Figura 4. Estructura de la dentina (24). Túbulos dentinarios con la fibrilla de Tomes en su interior. MEB x 5.000.

Túbulos dentinarios

Los túbulos dentinarios atraviesan toda la dentina desde la pulpa, hasta el límite amelodentinario, y tienen forma de S itálica (23,24). Estos son de mayor grosor más cerca de la pulpa (2,5 - 4 μ m), y se van adelgazando a medida que se acercan al límite amelodentinario (1 μ m) (23,24).

La luz del túbulo ocupa aproximadamente el 80% del volumen de la dentina cercana a la pulpa (Aproximadamente 65.000 túbulos por mm²), y solo el 4% del volumen de la dentina cercana al límite amelodentinario (Aproximadamente 15.000 túbulos por mm²) (24).

Fibrilla de Tomes, o Proceso Odontoblastico

Es una prolongación protoplasmática del odontoblasto, la cual ocupa la luz del conducto dentinario (23).

Hay autores que indican que ocupa la totalidad del túbulo, y hay otros que dicen que se interna solo 0,7mm dentro de la dentina, desde la pulpa, y que el resto del túbulo está relleno por líquido intercelular rico en sodio, y pobre en potasio (24).

Entre la pared interna del túbulo, y el proceso odontoblástico, se encuentra el espacio periodontoblástico, el cual contiene líquido intercelular, algunas células, y fibras colágenas (24).

Odontoblastos

Pertenecen tanto a la pulpa como a la dentina, ya que su cuerpo está en la pulpa, pero tienen una prolongación odontoblastica que penetra la dentina. Son células más largas que anchas, y son las encargadas de sintetizar la dentina, mediante la síntesis de colágeno y fosforina (24).

Presentan un cuerpo con un núcleo grande y uno o dos nucléolos. Posee un aparato de Golgi bien desarrollado, abundante retículo endoplasmático granular (REG), abundantes mitocondrias y lisosomas (24).

Colágeno

El colágeno de la dentina es una escleroproteína alargada secretada por los fibroblastos del tejido conjuntivo que, en conjunto con otras iguales, distribuidas en forma paralela, conforman una fibra colágena. Las fibras están formadas por microfibrillas, las cuales poseen colágeno formado por tres aminoácidos (prolina, lisina, glicina) que se entrelazan mediante puentes de hidrógeno y se organiza en forma de triple hélice de cadenas α . Existen diferentes formas de colágeno, siendo el colágeno de la dentina el de tipo I (1,2,16).

Colágeno Tipo I

El colágeno tipo I es un ensamblaje supramolecular, de unidades subestructurales organizadas jerárquicamente en la escala sub-micrométrica por tres cadenas α (dos cadenas α_1 , y una cadena α_2) polipeptídicas entrelazadas en forma de triple hélice, formando microfibrillas, que ensambladas generan fibrillas más largas (1,11). Se habla en la literatura de fibras colágenas y fibrillas colágenas, siendo las primeras más gruesas (10 μ m aproximadamente) y generalmente encontradas en tejidos como los huesos, y las fibrillas más delgadas (100-200nm aproximadamente) que son las que encontraremos en las piezas dentarias, presentando una morfología D-periódica, que proviene de la organización escalonada de la fibrilla, que en períodos de 67nm (D-período), va a presentar una zona de brecha y una zona de superposición del colágeno (1) (Figura 5). En la literatura se describe que el colágeno no ha sido denaturado, cuando permanece visible la conformación morfológica del colágeno, en los D-períodos de 67nm (1,25–27).

La generación localizada de calor, que puede ser producida por la instrumentación mecánica de la pieza dentaria (10,18,22,28), podría llevar a la destrucción de las proteínas de la superficie dentinaria, como el colágeno, cuya temperatura de desnaturalización es de 61.4°C - 111,7 °C en dentina desmineralizada, a 160°C - 186°C en la dentina mineralizada (16,17,20), ya que al aumentar la temperatura, puede interrumpir la estabilidad térmica que el agua de las triple-hélices mantienen dentro y alrededor (17), y que es responsable de la estabilidad de esta estructura (manteniendo los puentes de hidrógeno) (1,17), lo cual generaría primero, la separación de las triple-hélices en hélices individuales, y luego el desdoblamiento de estas hélices en espirales aleatorias, por la destrucción de los puentes de hidrógeno que están entre las distintas cadenas α , y los puentes de hidrógeno intrahelicoidales de cada cadena α individual (17). En dentina deshidratada, la temperatura que se debe generar para poder denaturalizar el colágeno será mayor, ya que al no haber agua como conductor de la temperatura, es más difícil,

llegar a disolver los puentes de hidrógeno que se encuentran dentro de las triple-hélices (17).

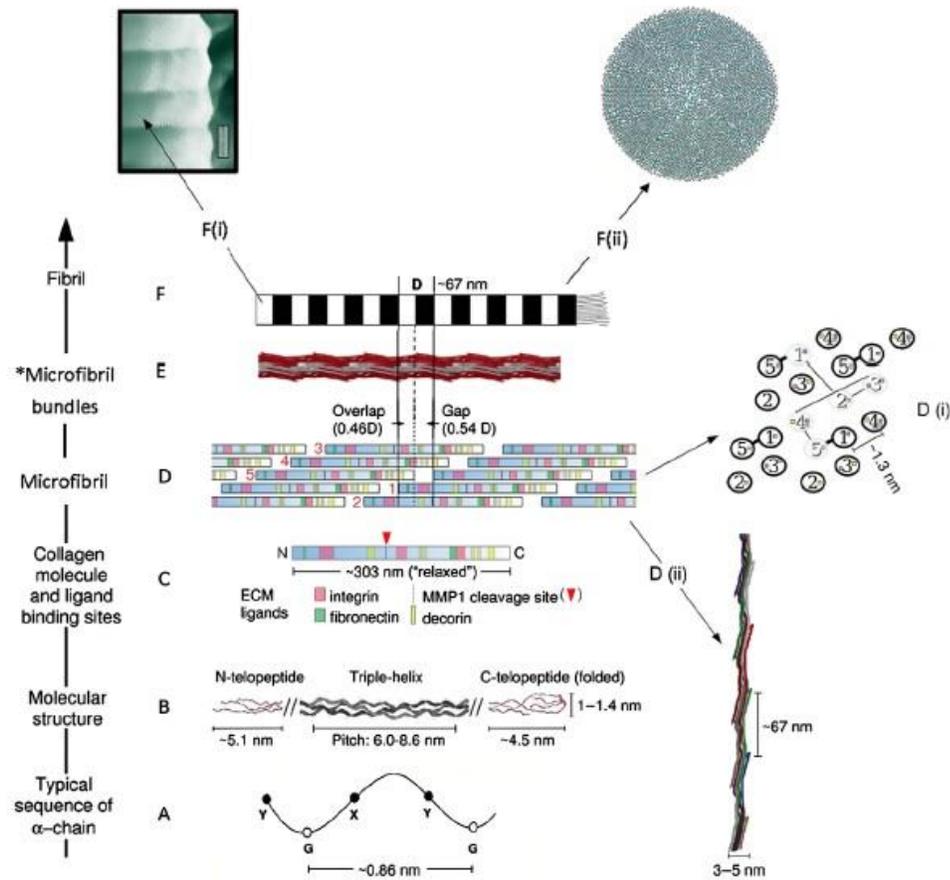


Figura 5. Complejidad incremental de la organización jerárquica del colágeno tipo I (Tomado de Bertassoni y cols) (1). [A] Moléculas de colágeno compuestas por tres cadenas polipeptídicas. Se muestra una cadena. Patrón repetitivo (X-Y-Gly), en el cual la posición X e Y son frecuentemente ocupadas por prolina y 4-hidroxipronlina. [B] Una ilustración no a escala (acortada) de la estructura monomérica molecular que representa los N- y C- telopeptidos no helicoidales, que flanquean el centro helicoidal. [C] Las moléculas tienen una longitud aproximada de 303nm. Se indican cuatro sitios de adhesión colágeno-ligando. [D] Empacado lateral simplificado del colágeno: cada molécula es escalonada con su vecina por un múltiplo de 67nm. En las regiones con brecha se ven 4 segmentos moleculares de colágeno, y en la región de superposición se ven 5. [D-i] Representación sistemática bi-dimensional del empaquetamiento lateral (D) y la topología microfibrilar (gris claro), ilustrando una conformación casi-hexagonal, donde la separación intermolecular es más o menos de 1.3nm. [D-ii] Cada molécula de colágeno en la microfibrilla tiene un color, para que sea obvio que cada D-período tiene un segmento fibrilar de 5 distintas moléculas. [E] 3 microfibrillas interdigitadas, donde cada una de los haces microfibrilares representan una de las microfibrillas unitarias de las señaladas en D-ii, formando una asociación intermolecular que representan los delgados haces microfibrilares que formarán una fibrilla. [F] La fibrilla de colágeno tipo I exhibe un bandeado con un patrón característico, originado por las regiones de brecha (negro) y superposición (blanco) en el empaquetamiento lateral del colágeno (D). [F-i] Molécula colágena en microscopio de fuerzas atómicas. [F-ii] Vista lateral del empaquetamiento molecular con una sola microfibrilla, donde cada círculo representa la posición estimada de cada molécula de colágeno en una sección transversal.

El aumento de la temperatura en la dentina también va a producir toxinas que luego son absorbidas a través de los túbulos dentinarios, pasando a la pulpa y actuando como irritantes pulpares (3,21).

Patologías

Una pieza dentaria puede ser afectada por diferentes patologías o condiciones que generarán una alteración, pérdida o falta de estructuras dentarias. Estas alteraciones pueden ser de origen no carioso o carioso (1,2).

No cariosas

Las lesiones no cariosas que pueden afectar a las piezas dentarias son las malformaciones dentarias, parafunciones, erosiones, y traumatismos, las cuales pueden darse de manera aislada o combinadas (3,4).

Malformaciones dentarias:

Hipoplasia Adamantina

Es el resultado de la amelogénesis defectuosa, que se manifiesta como lesiones que varían entre un cambio de coloración, hasta la formación de fosas y surcos, por la ausencia parcial o total de matriz adamantina (4). Según su origen puede ser:

- a) Hereditaria: que junto con la hipocalcificación y la hipomaduración constituyen los trastornos estructurales del esmalte conocidos como amelogénesis imperfecta (4).
- b) Causada por factores locales: factores nutricionales, enfermedades exantematosas (sarampión viruela, escarlatina), sífilis congénita, nacimiento prematuro, infección local, trauma, y otros factores capaces de ejercer acciones tóxicas o letales sobre los ameloblastos (4).

Desgaste dentario:

Por lo general la presencia de desgaste dentario se debe a la combinación de dos o más de estos factores (4,5).

Abrasión

Es la pérdida patológica de tejido mineralizado, provocada por acciones mecánicas anormales, producida por objetos extraños introducidos de forma repetida a la boca. El patrón de desgaste puede ser difuso o localizado (4).

Uno de los principales factores etiológicos de las abrasiones, es la higiene dental excesiva e inadecuada (4), y estas puede darse tanto en caras libres, como en superficies interproximales (4).

Atrición

Es el desgaste fisiológico o patológico de los tejidos duros dentarios por contacto diente-diente, sin interposición de sustancias ni elementos extraños, y se manifiesta como facetas de aspecto brillante y pulido. La atrición ocurre cuando los dientes contactan entre sí, afectando las caras oclusales y bordes incisales (4).

Demasticación

Es una combinación entre abrasión y atrición, ya que se refiere al desgaste en las piezas dentarias producido durante la masticación, debido al consumo de alimentos abrasivos (4).

Erosión (dental)

Es la pérdida de tejidos mineralizados, por medio de procesos químicos acídicos que no involucran la acción de microorganismos, ya que estos ácidos no provienen de la acción metabólica de la flora bucal. La erosión se manifiesta como lesiones en esmalte, que progresan y al llegar a la dentina toman una forma cóncava, de bordes nítidos, con una superficie pulida y lisa (4).

Las erosiones pueden ser de tres tipos:

Erosión Intrínseca: Producida por la acción del ácido gástrico endógeno, en contacto con las piezas dentarias, debido a vómitos y reflujo repetidos. Estos pueden estar relacionados con la anorexia nerviosa, la bulimia, disfunciones

gástricas, úlceras pépticas, reflujo gastroesofágico, embarazo, y alcoholismo, entre otros (4).

Erosión Extrínseca: Producto de ácidos exógenos, como la contaminación por aerosoles del ambiente ocupacional, agua acidificada (piscinas), medicamentos de administración oral (suplementos de hierro, vitamina C), y ácidos componentes de la dieta (jugos cítricos, bebidas carbonatadas, etc.) (4).

Erosión Idiopática: Elementos de la anamnesis no permiten determinar el origen de los ácidos que producen la erosión (4).

Abfracción

Corresponde a una lesión en forma de cuña en la unión cemento-adamantina, la cual puede ser el resultado de fuerzas oclusales excéntricas que producen la flexión de la pieza dental, provocando microfroturas propagadas en sentido perpendicular al eje mayor del diente, provocando el desmoronamiento del esmalte y dentina de la zona de la unión cemento-adamantina, que es donde se focalizan las fuerzas (4).



Figura 6. Fotografía clínica de tres incisivos inferiores con abfracciones en el tercio cervical, y atrición en incisal.

Caries

La caries dental una de las patologías más prevalentes en el ser humano, y puede ser definida como una secuencia de procesos de destrucción localizada en los tejidos duros dentarios, que evoluciona en forma progresiva, desde la superficie del diente, y avanzando hacia la profundidad (2), y que está relacionada con la presencia de microorganismos, los cuales van a generar ácidos que van a desmineralizar la superficie del esmalte, iniciando así el proceso de caries dental. Es una enfermedad infecto-contagiosa y multifactorial (2).

El avance de la caries en dentina es más rápido, ya que los microorganismos invaden y se propagan por los túbulos dentinarios. De acuerdo a su grado de actividad y velocidad de progresión, pueden ser clasificadas como rápidamente progresiva (blanco/amarillento, consistencia blanda), o lentamente progresiva (Amarillo oscuro/marrón, consistencia dura) (2).

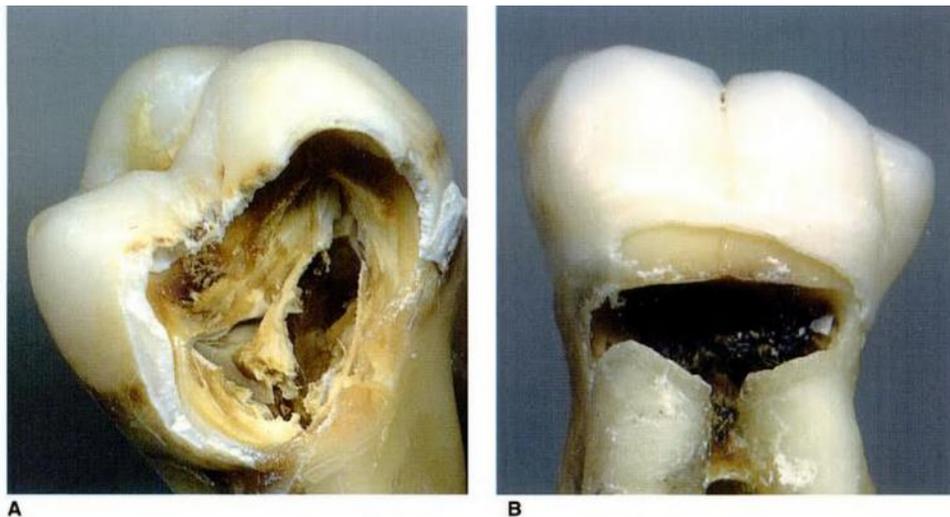


Figura 7. [A] y [B] Molares humanos con lesiones de caries (2).

Invasión de los túbulos

Luego de extenderse por el límite amelodentinario, la caries avanza por los túbulos dentinarios hacia la pulpa (2). Este avance provoca una reacción de defensa en la parte más alejada de la dentina (más cerca de la pulpa). Esta defensa consiste en la obliteración de los conductillos por medio de la precipitación de sales de calcio,

cuando la caries está lejos de la pulpa. Si la caries llega a las cercanías de la pulpa, esta reaccionará con la formación de dentina terciaria o reparativa (2,23).

Si los mecanismos de defensa, no logran detener la caries, el ácido segregado por los microorganismos terminará por disolver toda la dentina primaria, secundaria y terciaria, llegando a la pulpa (2).

Dureza, cambio de color e invasión bacteriana en relación con el tipo de caries.

No existe relación entre la profundidad de la penetración de los microorganismos y los cambios de dureza o color en los tejidos afectados (2). Si existen cambios en la dureza de la dentina sana, la cual se va emblandeciendo desde la superficie, hasta el límite con la pulpa (2).

La dentina cariada tiene dos capas bien definidas, una externa infectada, no vital, en la cual existe descomposición de fibras colágenas por el corte de los puentes intercatenarios de las triple hélices, y degradación de cristales de hidroxiapatita. Esto hace que sea imposible su remineralización, por lo que estos tejidos cariados deben ser eliminados antes de restaurar (2,9,29), y otra capa interna, vital, reblandecida por la desmineralización, pero con posibilidades de remineralizarse (2,29).

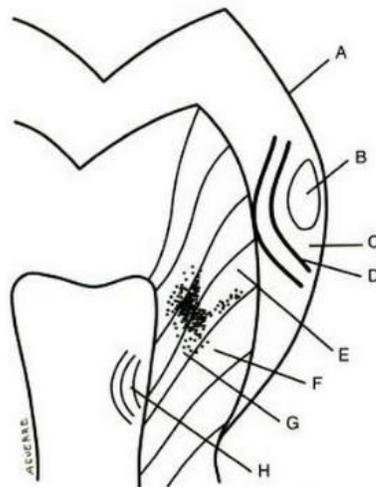


Figura 8. Esquema de las distintas zonas que puede presentar una lesión de caries (2). [A] Zona superficial. [B] Cuerpo de la lesión. [C] Zona oscura. [D] Zona traslúcida. [E] Capa necrótica. [F] Capa infectada. [G] Capa desmineralizada. [H] Pulpa dental.

CAPÍTULO 2

ODONTOLOGÍA RESTAURADORA

El objetivo de la odontología restauradora es devolver la anatomía, estética, forma, función y evitar la sintomatología dolorosa (cuando la hay), de las piezas dentarias que hayan sufrido daños o alteraciones en sus tejidos duros (1,3,5).

Como los tejidos duros remanentes pueden haber quedado afectados por el proceso que causó la alteración o la destrucción parcial del diente, a veces es necesario actuar sobre ellos con el objeto de modificar o eliminar tejidos enfermos, debilitados o pigmentados para lograr un resultado biológico, mecánico y estético adecuado y de larga duración, tendiente a devolver la pieza dentaria a su integridad anatomofisiológica, rehabilitándola en su función en el aparato masticatorio (5).

Preparaciones Cavitarias

Preparación: es la forma interna o externa que se le da a un diente para efectuarle una restauración con fines estéticos, de apoyo, de sostén, o de reemplazo (5).

Objetivos de una preparación (5):

- a) Apertura de los tejidos duros para tener acceso a la lesión.
- b) Extensión de la brecha hasta obtener paredes sanas y fuertes sin debilitar el remanente dentario.
- c) Conformación para proporcionar soporte, retención y anclaje a la restauración.
- d) Eliminación de tejidos deficientes.
- e) Ejecución de maniobras preventivas para evitar desarrollo de una nueva caries.
- f) No invadir o dañar los tejidos periodontales adyacentes.
- g) Protección de la biología pulpar.
- h) Debe facilitar la restauración.

Esta preparación debe tener una conformación específica de acuerdo al material con el cual se va a restaurar la pieza dentaria, eliminando los tejidos deficientes que se encuentren en relación a ella (5).

Clasificación de las preparaciones y restauraciones (5):

Según finalidad:

- Finalidad Terapéutica: cuando se va a devolver al diente la función perdida por causas patológicas, congénitas o traumáticas.
- Finalidad Estética: cuando es necesario mejorar las condiciones estéticas de un diente.
- Finalidad Protésica: cuando el diente a tratar va a servir como sostén de otro diente, o se debe cerrar un diastema, o tallar un lecho para un apoyo de prótesis removible.
- Finalidad Mixta: cuando se combinan varios factores.

Según localización:

- Clase I: las que comienzan en las caras libres (oclusales, vestibulares, linguales, palatinas), fuera del tercio gingival.
- Clase II: las que comienzan en las superficies proximales de premolares y molares.
- Clase III: las que comienzan en las superficies proximales de incisivos y caninos, y no involucran el ángulo incisal.
- Clase IV: las que comienzan en las superficies proximales de incisivos y caninos, e involucran el ángulo incisal.
- Clase V: en el tercio gingival de todas las piezas dentarias.

Según su extensión:

- Simples: 1 cara
- Compuestas: 2 caras adyacentes.
- Complejas: más de 2 caras adyacentes.

Según su etiología

- De caras libres
- De surcos y fisuras

La excavación, desgaste o modificación de los tejidos duros puede llevarse a cabo con instrumental cortante de mano, instrumental cortante rotatorio de diferentes velocidades, chorro de aire abrasivo, láser de alta o mediana penetración, ultrasonido, siendo el instrumental cortante rotatorio el más utilizado (3,5), ya que debido a la gran dureza de los tejidos mineralizados del diente, es preciso usar instrumentos de gran poder de corte o abrasión para lograr los desgastes necesarios que permitan configurar las preparaciones dentarias requeridas en operatoria dental (3,18).

Instrumental Rotatorio

El uso de algún tipo de trépano dental se encuentra en lugares y culturas diferentes desde los comienzos de la civilización humana a lo largo de la historia, pasando por muchas mejoras y evoluciones, hasta llegar a las turbinas y micromotores en conjunto con las fresas y piedras modernas (18).

Son instrumentos de forma, tamaño y composición variable, utilizados para el corte dentario, que son accionados por diversos sistemas de impulsión (18).

El fresado constituye un término medio entre abrasión y corte. Según la velocidad, la presión, y el tipo de instrumento rotatorio, el resultado se inclinará hacia el corte neto, o hacia el desgaste (o abrasión) (18).

El instrumental rotatorio puede clasificarse en tres grandes categorías (18):

1. Fresas → Instrumentos de acción similar a la de un cuchillo. Producen corte o fractura.
2. Piedras y puntas abrasivas → Instrumentos de acción abrasiva. Producen desgaste de la superficie.
3. Discos y gomas abrasivas → Constituyen una variante de las piedras.

Fresas

Son instrumentos rotatorios cortantes de distintos tamaños, y con diseños específicos según la aplicación que se le quiera dar. Pueden ser utilizadas para el tallado de las preparaciones cavitarias, la remoción de caries, la remoción de restauraciones, la terminación de las paredes cavitarias, el alisado de preparaciones protésicas, el corte de puentes y coronas, cirugía de los maxilares e implantología, pero sus usos estarán limitados para cada fresa específica, según su diseño y material (18).

Una fresa consta de un tallo o vástago, una parte activa o cortante, y un estrechamiento entre el tallo y la parte activa. La parte cortante presenta un número variable de cuchillos (corte de alta eficacia va a tener menos cuchillos, y una fresa de terminación o pulido, tendrá un mayor número de cuchillos) (18). El tallo es de acero inoxidable, y la parte activa puede ser de diferentes materiales, y estas dos partes serán unidas por una soldadura dura.

La parte activa tiene un número variable de cuchillos que cortan en el sentido contrario al de las agujas del reloj, aunque existen fresas que pueden cortar en sentido contrario (18).

Las fresas pueden ser de distinta longitud, para piezas de mano (largas), o para contraángulo (cortas), para apertura de conductos radiculares (extra largas), y para piezas dentarias temporales (extra cortas) (18).

Existen fresas de alta y baja velocidad, cuya principal diferencia, está en el diámetro del tallo, siendo de 2,35mm para baja velocidad, y de 1,56mm para alta velocidad (18).



Figura 9. Partes constitutivas de una fresa (18). Parte activa, cuello y vástago.

Material de las fresas:

La parte activa se fabrica de tres tipos de material. El tallo puede ser del mismo material de la parte activa, o de un material menos rígido (18).

- a) Fresas de Acero: Fabricadas a máquina. Son ineficaces sobre el esmalte, su filo se embota rápidamente y son para uso con baja velocidad (18).
- b) Fresas de carburo de tungsteno: De fabricación con aparatología compleja y perfeccionada, a base de acero, cobalto y carburo de tungsteno, pulverizados y moldeados a alta presión. Su cabezal activo va soldado al vástago de acero (18).
- c) Fresas con recubrimiento de aleaciones extra duras: Poseen un cabezal activo cubierto de aleaciones como el carburo de titanio, el nitruro de titanio, el vanadio. Sus resultados en la práctica son poco concluyentes (18).

Piedras y puntas abrasivas

Existen distintos abrasivos naturales, como los derivados de la sílice, de la alúmina, y el carbón cristalizado (diamante) (18). Este último es la sustancia más dura que se conoce y se utiliza como abrasivo para metales, cerámicas y dientes, a pesar de su alto costo. Desde mediados de la década del 50' se comenzó a fabricar diamante sintético por métodos de presión y temperatura elevados (18).

Los abrasivos para uso dental se presentan en forma de piedras montadas, puntas abrasivas ruedas, discos rígidos y flexibles, gomas, polvo, y pastas (18).

Piedras montadas:

Consisten en un eje metálico recubierto por abrasivo (diamante o carborundo), y moldeadas de distintas formas según el trabajo al que estén destinadas (18).

Piedras de diamante: Pueden ser naturales o sintéticos donde los diamantes naturales de uso industrial son molidos, lavados y separados según el tamaño de partícula, poseen bordes afilados que permiten una rápida abrasión de la superficie a tratar. Los diamantes sintéticos por su parte, se obtienen del carbón de grafito mediante un proceso de presión (45Kbar) y temperatura (1200°C), y

poseen una superficie regular, la cual produce una abrasión pareja y uniforme (18).

Tanto en naturales como sintéticos, el grano puede ser extrafino, fino, medio, grueso o súper grueso, y tendrán distintas utilidades (18).

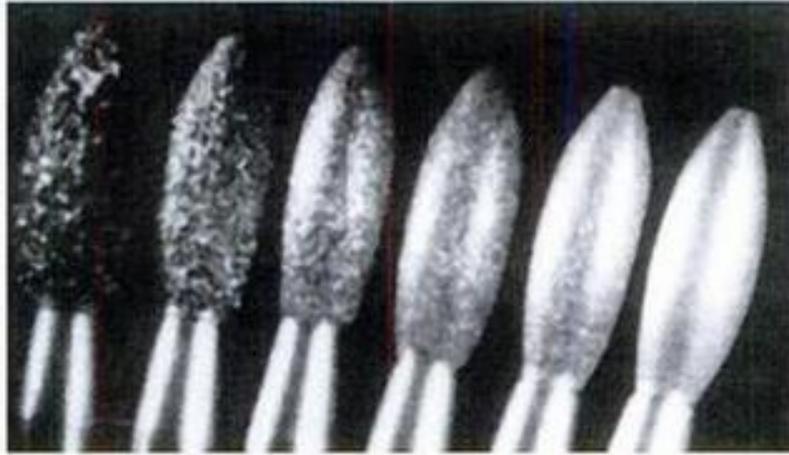


Figura 10. Piedras de diamante de granos decrecientes (18).

Carborundo o similares: Tanto el carburo de silicio (SiC), como la sílice (SiO_2), el corindón (Al_2O_3), y otros abrasivos, se denominan piedras de carborundo cuando se utilizan para el desgaste dentario. Estos sólo se trabajan con baja velocidad, y tienen menor duración que las piedras de diamante (18).

Puntas abrasivas:

Las puntas abrasivas son piedras más pequeñas con formas adecuadas para la preparación de cavidades, y se usan de modo similar a las fresas (18).

Ruedas:

Son de diámetro y grosor variable. Pueden ser de diamante, carborundo u otro abrasivo similar. Estas solo pueden utilizarse solo en zonas de fácil acceso y fuera de boca, debido a su gran tamaño (18).

Discos y Gomas Abrasivas

Discos: Elementos circulares de sección plana, cóncava, convexa o biconvexa, generalmente para ser montados. Son recubiertos por abrasivo y pueden ser rígidos o flexibles (18).

Gomas: Base de goma sintética de distintas formas (rueda, lenteja, taza, mini rueda, cono, bala, cono invertido), impregnadas con abrasivo de grano variable. Producen mucho calor, por lo que deben usarse en intervalos cortos y con poca presión, o bajo refrigeración (18).

Estos instrumentos actúan sobre el diente produciendo varios fenómenos simultáneamente. Estos son: corte, abrasión, desgaste, limado, serruchado, escamado, virutado, y acción de cuña, y son accionados por diversos sistemas de impulsión (10,18). Es importante tener en cuenta que cada una de estas maniobras tiende a fracturar un trozo de diente mediante un trabajo mecánico, el cual en su gran mayoría, genera calor por fricción (3,5,10,18,19).



Figura 11. Discos y gomas abrasivas (18).

Aparatología Impulsora

Debido a la dureza de los tejidos mineralizados del diente, es preciso usar instrumentos de gran poder de corte para lograr los desgastes necesarios que permitan conseguir las preparaciones dentarias en operatoria dental (3,18).

La vibración y sus efectos, el torque, el calor friccional, y la refrigeración son factores que deben tenerse en cuenta en la selección de dispositivos y aparatos rotatorios (18).

Vibración y sus efectos

El contacto de los instrumentos rotatorios con las piezas dentarias genera una onda vibratoria, que como toda onda vibratoria posee amplitud, longitud y frecuencia, y que es transmitida de la pieza dentaria al hueso alveolar, a la caja craneana y llega al oído, donde se magnifican. Estas ondas pueden ser muy molestas para los pacientes, hasta llegar a las 10.000 rpm, velocidad a la cual la amplitud es más baja y la frecuencia es mayor, por lo que serán mejor toleradas. Entre 60.000 y 80.000 rpm las vibraciones se vuelven imperceptibles para el oído humano (18).

Torque

Es la capacidad que tiene un elemento rotatorio (fresa o piedra) impulsado por un aparato (micromotor o turbina), de seguir rotando a pesar de la resistencia de los tejidos (al realizar presión sobre estos) (18).

Calor Friccional

Los instrumentos rotatorios, al ser accionados sobre los tejidos dentarios calcificados, generan energía en forma de calor, lo cual puede afectar al complejo pulpo-dentinario o al periodonto (3,10,18,19).

Al aumentar la velocidad, aumenta la temperatura generada al contactar la fresa con las estructuras dentarias (10,18,22,28), pero la temperatura transmitida a la pieza dentaria no va a depender solamente de la velocidad o de las propiedades del aparato impulsor, sino que también de la presión de corte, la agudeza del filo, la forma y el tamaño del instrumento, y de la dureza de los tejidos dentarios (3,10,18,19,22).

➤ Presión de corte:

Es la fuerza transmitida por el operador sobre el área de trabajo, para que la fresa o piedra puedan cortar o desgastar respectivamente la pieza dentaria, venciendo la resistencia friccional dada por el íntimo contacto de esta fresa o piedra en movimiento, con los tejidos mineralizados del diente (3,18). Esta tiene relación directa con la generación de temperatura, ya que esta energía cinética generada, es transformada en gran parte en calor (3,5,10,18,19).

➤ Agudeza del filo:

Si una fresa o piedra pierden filo, perderán poder de corte, lo cual será regulado de manera automática por el operador, aumentando la presión de corte, lo cual aumentará el calor friccional (3,18).

➤ Forma y tamaño del instrumento:

Si la fresa o piedra tiene una mayor superficie cortante o abrasiva, tendrá mayor fricción, por lo tanto, generará más calor (3,18).

➤ Dureza de los tejidos dentarios:

Entre más calcificados sean los tejidos, mayor resistencia habrá al corte y la abrasión (mayor fricción), por lo tanto, se generará más calor (3,18).

Refrigeración

La temperatura generada por el corte de la fresa en el sitio donde se aplica, oscila entre los 38,6°C - 43°C (con refrigeración) (19,28), y los 316°C - 427°C (sin refrigeración) dependiendo de la dureza del tejido (9,28), alcanzando temperaturas de hasta 136°C en dos segundos sobre esmalte, al no usar un sistema de refrigeración, y de hasta 120°C en intervalos de un segundo (28). Por esto, resulta imprescindible la utilización de agua o un aerosol de agua y aire sobre las fresas y piedras, y también sobre el tejido dentario que se está preparando para poder disipar esta temperatura (3,10,18,19), y para eliminar los detritos o virutas que se acumulan en los espacios entre los cristales, y así evitar que las fresas o piedras se emboten, disminuyendo su eficacia y aumentando la generación de calor por fricción (18). Lo ideal es aplicar estos instrumentos en forma intermitente, para permitir una correcta refrigeración y que el agua o aerosol lleguen a la fresa o piedra desde distintas direcciones, y en un volumen adecuado. Si es solo agua, se necesita más volumen que si es aerosol (18).

Impulsión del instrumento rotatorio:

El instrumental rotatorio utilizado para hacer las preparaciones puede ser impulsado por electricidad, o por aire comprimido (18).

Instrumentos impulsados por electricidad

Micromotores eléctricos: Son pequeños, y necesitan un intermediario como pieza de mano o contraángulo para operar. Llegan a velocidades de hasta 40.000 rpm, y tienen buen torque (18). Pueden regular su giro a favor o en contra del sentido de las agujas del reloj (18).

Motores eléctricos: En desuso para trabajos intrabucales. Son usados en algunos laboratorios (18).

Instrumentos impulsados por aire comprimido

El sistema de impulso más utilizado es el neumático, donde un motor (compresor) toma el aire del ambiente, condensa la humedad y la sedimenta, y el aire sin humedad lo comprime, y lo libera hacia el aparato rotatorio cuando el operador presiona el pedal (18). Posee una caja de control que regula la presión con la que el aire llegará al instrumento (alrededor de 55lb para micromotores) (18).

Los elementos impulsados por aire comprimido pueden ser:

Micromotor neumático: Posee un rotor axial con paletas impulsoras que giran al ingresar el aire comprimido, y transmiten la energía a los artefactos que se adosan sobre él (pieza de mano y contraángulo), en los cuales se fijarán las fresas y piedras (18).

Alcanzan una velocidad aproximada de unas 30.000 rpm (18,28), y pueden regular su giro a favor o en contra del sentido de las agujas del reloj, de manera muy sencilla por parte del operador (18).

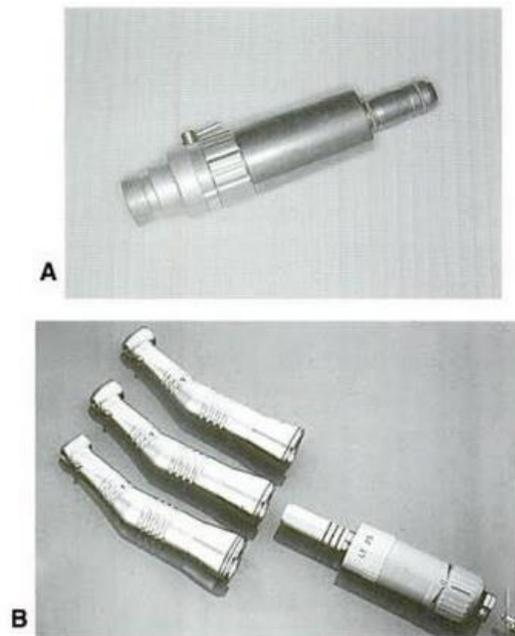


Figura 12. [A] Micromotor neumático. [B] Micromotor neumático con distintos contraángulos (18).

Turbina: La turbina propiamente tal se encuentra en el cabezal, y el cuerpo consiste en un contenedor de un sistema de tubos de transporte de agua y aire (18).

Cuando el aire llega al cabezal, golpea en las paletas impulsoras las cuales hacen girar el rotor que se encuentra montado sobre cojinetes de rodamiento o de aire, y que sostiene la fresa o piedra por un mecanismo de fricción, contra la mordaza ubicada en su interior (18).

Su velocidad es fija a presión constante, y varía entre las 250.000 y 500.000 rpm (18,28), y no se puede variar el sentido de la rotación (18).

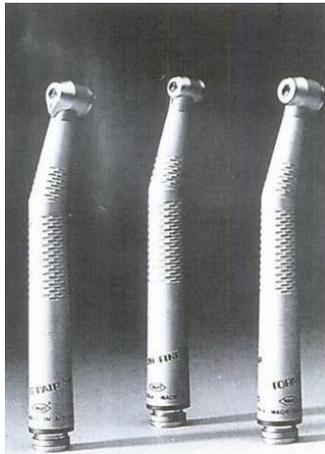


Figura 13. Turbinas con distintos cabezales.

Instrumental transmisor de velocidad

Pieza de mano: Transmiten la rotación en sentido axial. Su uso en boca está limitado al sector anterior principalmente, y es usado comúnmente en cirugías (18). Su mayor uso es extrabucal, en prótesis fija y removible (18).

Contraángulo: Cambian el ángulo de rotación axial para poder trabajar en zonas menos accesibles de la cavidad bucal (18). Pueden transmitir la velocidad del micromotor en una relación de 1:1 (anillo azul), pero también pueden multiplicar la velocidad (anillos rojos), o disminuirla (anillos verdes), y pueden variar desde la baja velocidad, hasta la ultra-velocidad (18).

Clasificación de velocidades del aparato impulsor (18):

- Baja o convencional: Menor a 10.000 rpm
- Mediana: 10.000 – 40.000 rpm
- Alta: 40.000 – 100.000 rpm
- Super-alta o ultra-velocidad: más de 100.000 rpm

Corte del Esmalte

El esmalte al ser un tejido altamente mineralizado, no posee capacidad biológica de reparación al presentarse en este una brecha causada por trauma, abfracción, erosión o acción de la caries, por lo que el odontólogo debe restaurar esta pérdida de tejido, actuando sobre el diente con elementos mecánicos, físicos y/o químicos, realizando una preparación y/o modificación de su estructura, con el fin de asegurar la permanencia del material restaurador sobre el diente (3,5).

Para realizar esto, es necesaria la utilización de instrumentales altamente afilados y gran energía cinética, la cual generará grandes cantidades de calor sobre la estructura dentaria (3,18). Esta brusca elevación de la temperatura (que se verá exacerbada cuando los instrumentales presentan pérdida de su filo original, ya que se requiere una mayor presión por parte del odontólogo (3,18)), genera una dilatación de los cristales de apatita en un área reducida, lo cual va a producir tensiones en el esmalte circundante, pudiendo llevar a la producción de fisuras en este, que pueden desencadenar en fracturas cuspidas o de un trozo de este esmalte (3). Para evitar esto, se debe emplear la menor presión posible, en intervalos cortos, y con irrigación acuosa constante (3,10,18,19).

Corte de la Dentina

Desde un punto de vista mecánico, el corte de la dentina, al ser un tejido mucho menos mineralizado que el esmalte, resulta mucho más simple, y se pueden utilizar instrumentos rotatorios a velocidad convencional (3).

Las agresiones sobre la dentina van a repercutir en el tejido pulpar, generando una respuesta que puede ser inflamatoria, o derivar en generación de dentina terciaria o una esclerosis de la dentina (3).

En todo diente vital, el operador debe tomar conciencia de que se trabaja sobre tejido vivo extremadamente sensible y biológicamente lábil, que debe cortarse o desgastarse tomando las debidas precauciones (3). Lo anterior puede generar dolor durante el proceso, por lo que una solución para evitarlo es el uso de anestesia, pero esto no significa que el peligro haya desaparecido, sino todo lo contrario, ya que al pasar momentáneamente la sensación dolorosa, algunos operadores tienden a ser más descuidados, omitiendo por ejemplo, la utilización de una adecuada irrigación (3).

La generación de calor, puede llegar a generar quemaduras o desecación de la dentina remanente (3), lo que podría llegar a producir la destrucción de las proteínas de la superficie incluyendo el colágeno (3,11,21).

No es necesario llegar a la quemadura para provocar la evaporación del líquido de los túbulos dentinarios, y la consecuente desecación. Esta puede producirse por generación de calor durante la instrumentación, por exceso de aire, o por químicos deshidratantes (éter, cloruro de calcio, azúcar concentrado, cemento de silicato, alcohol) aplicados sobre la pieza dentaria (3).

Por ello, se debe encontrar un punto intermedio entre las distintas combinaciones de velocidad, presión, tipo de instrumento cortante, etc., que permita el corte máximo posible sin generar injurias al tejido dentinario o pulpar (generando la menor cantidad de calor posible) (3,10,18,19).

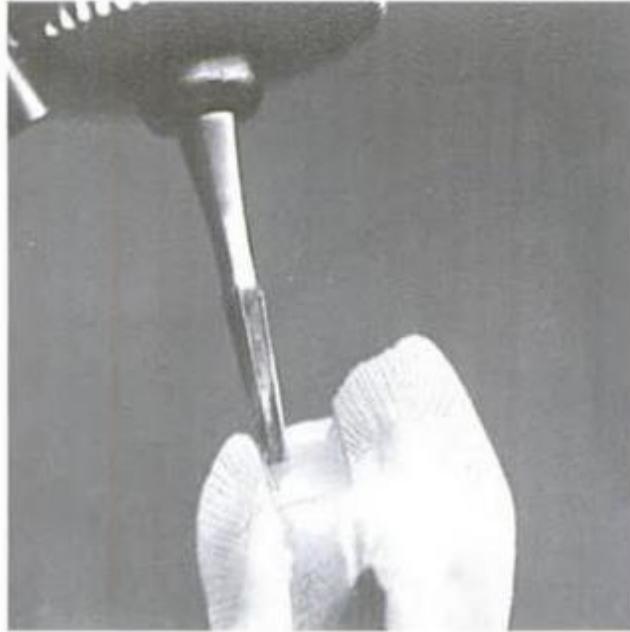


Figura 14. Corte de esmalte y dentina con instrumental rotatorio (3).

Biomateriales

Para rehabilitar las piezas dentarias afectadas por cualquiera de las alteraciones descritas con anterioridad, se debe recurrir al uso de materiales restauradores adecuados que permitan recuperar la morfología y la función de la pieza dentaria (1,5).

Se considera una restauración como el relleno que se coloca dentro o alrededor de la preparación, con el propósito de devolver al diente su función, forma y estética (5).

En virtud de lo anterior, los materiales de restauración se pueden clasificar de diferentes formas (5):

Según su forma de inserción:

- Plásticos: se insertan en forma plástica, por cúmulos que endurecen por procesos químicos y físicos.

- Rígidos: se insertan en bloque, se fijan con cemento, se retienen por fricción o adhesión.

Según características estéticas:

- Estéticos: Emulan los colores de los dientes.
- No estéticos: Generalmente colores metálicos.

Según capacidad adhesiva al diente

- Adhesivos
- No adhesivos

Según capacidad anticariogénica

- Anticariogénicos: liberan flúor
- No anticariogénicos

Según durabilidad en boca

- Temporarios
- Permanentes
- Provisorios

De acuerdo a esto, lo ideal sería contar con un biomaterial que fuera plástico, estético, adhesivo, anticariogénico y permanente, pero en la práctica esto es difícil de lograr.

Aun así, los avances de la ciencia y la tecnología han permitido el desarrollo de las resinas compuestas, mejorando sus propiedades físicas y estéticas, posicionando a éstas como el material de elección de preferencia en la mayor parte de los casos, para la restauración directa de piezas dentarias (6,7).

Resinas Compuestas

Las resinas compuestas son biomateriales estéticos con una amplia gama de colores y grados de translucidez, con buen comportamiento mecánico, constituido por una matriz orgánica, una carga inorgánica, un agente de unión y un sistema

iniciador. Éstas están indicadas para la confección de restauraciones directas e indirectas en piezas dentarias anteriores y posteriores (30).

Las resinas compuestas poseen 3 componentes estructurales (31):

1. Matriz: material de resina plástica que forma una fase continua y contiene a las partículas de relleno.
2. Relleno: que son las fibras y/o partículas de refuerzo que se dispersan en la matriz.
3. Agente de conexión: Adhesivo que favorece la unión entre las partículas de relleno y la matriz de la resina.

El líquido orgánico está constituido por moléculas con uniones débiles, lo cual le da mayor viscosidad a este, para poder mojar la superficie del diente (13).

El proceso de endurecimiento de las resinas es la polimerización, la cual está asociada a una contracción, por lo que, si no se ha logrado una buena adhesión química, se va a generar una separación entre ambas superficies (esmalte o dentina/ resina) (13).

Por lo tanto, es imprescindible que cuando se utilicen resinas compuestas, se logre una adhesión eficaz para el éxito de la restauración (7,9,11,13,14).

CAPÍTULO 3

ADHESIÓN DENTARIA

La restauración de lesiones de los tejidos mineralizados de las piezas dentarias implica la utilización de técnicas que permitan colocar un material en contacto con la estructura dentaria, y que este se mantenga en posición durante un tiempo prolongado, para lo cual se debe generar algún mecanismo de adhesión (3,5,13). Este mecanismo de adhesión, no solo tiene que mantener la restauración en posición, sino además debe proveer un sellado marginal que evite la microfiltración marginal de la restauración, y permita la absorción de fuerzas de manera tal que diente y restauración funcionen como una sola estructura, disminuyendo así las posibilidades de fractura (9,13).

Tipos de Adhesión

Adhesión mecánica: es aquella en que las dos partes quedan trabadas por la morfología de ambas. La trabazón puede ser micro o macromecánica, y la diferencia entre ellas será solamente la magnitud de las irregularidades y superficies puestas en contacto (13).

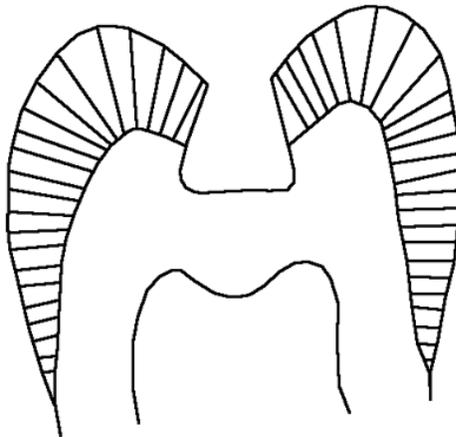


Figura 15. Preparación retentiva para lograr adhesión mecánica del material restaurador.

Adhesión específica o adhesión química: es aquella en que los componentes de ambas partes interactúan entre sí, formando uniones entre los átomos y/o moléculas que las constituyen (13). Solo este tipo de adhesión puede lograr todos los objetivos buscados, mencionados anteriormente (13).

El contacto entre las superficies, para lograr una adhesión química o una micromecánica, debe ser nanométrico, por lo tanto, es necesario utilizar algún agente líquido, capaz de fluir y mojar la superficie dentaria, el cual después endurece por algún mecanismo físico o químico, para poder poner estas dos superficies (diente y restauración) en contacto.

Adhesión de las resinas compuestas al esmalte

El esmalte está formado casi en su totalidad por cristales de hidroxiapatita, los cuales están orientados de manera tal que ofrecen una imagen de prismas o varillas (13,24). Estos son de naturaleza iónica, ya que están compuestos de iones fosfato y calcio junto con grupos hidroxilo (fosfato de calcio hidratado) (13).

Las uniones iónicas determinan que sea un sólido con alta energía superficial, lo cual determina que el líquido de las resinas se ve atraído hacia el esmalte, lo que favorece bastante al objetivo de la técnica operatoria (9,13). Esto se ve dificultado por la contaminación con iones del medio bucal, como los carbonatos, los fluoruros, etc., y una película orgánica que recubre rápidamente toda la superficie de la pieza dentaria (13).

Para remover esta película orgánica contaminante, y los iones del medio bucal, se debe realizar una limpieza mecánica (remueve película orgánica) y química de la superficie (remueve esmalte contaminado) (13). El tratamiento químico del esmalte es realizado mediante un grabado ácido de la superficie.

Grabado Ácido

El grabado ácido, descrito por primera vez en 1955 por Buonocore es un proceso fundamental para la adhesión de las resinas a la superficie del esmalte dental, ya que gracias a este proceso, se formarán las microrretenciones, donde la resina penetrará, y esto será el factor primario de su retención (9,32).

El ácido ortofosfórico al 35-40% de disolución acuosa es el que se emplea con más frecuencia para la realización del grabado, tanto del esmalte, como de la dentina (32).

La aplicación del ácido se realiza sobreextendiéndose unos pocos milímetros por fuera del margen, con una punta dosificadora o un pincel desechable durante unos 15 a 20 segundos, lo cual remueve el calcio de la hidroxiapatita, generando además de una superficie limpia, con microporosidades que favorecerán la retención micromecánica (9,13,14).

El ácido debe ser profusamente lavado después de su utilización, con agua sola primero, y luego con spray de agua y aire, por lo menos por 5 segundos más del tiempo que fue aplicado el ácido (9,13). Luego debe ser secada la superficie, donde es importante que el aire de la jeringa triple salga sin humedad, y sin aceite residual del compresor, cuidando de no contaminar la superficie, ya que la gran tensión superficial generada por el grabado ácido, también va a atraer componentes de la saliva y sangre, que pueden penetrar en las microrretenciones y afectar la formación de los tags (9,13). Por esto es muy necesaria la utilización de aislación absoluta al momento de realizar las restauraciones (9,13). Clínicamente, luego de hacer el grabado ácido y secar la superficie, se verá una pérdida del brillo del esmalte (9,13).

El líquido de la resina o adhesivo puede ingresar en las microporosidades del esmalte generando los tags, gracias a la alta energía superficial que posee el esmalte iónico y limpio, luego de la desmineralización por el grabado ácido, y al endurecerse quedará trabado también micromecánicamente (9,13,14). Esto generará un buen sellado marginal entre la restauración de resina y la pieza dentaria (13,14).

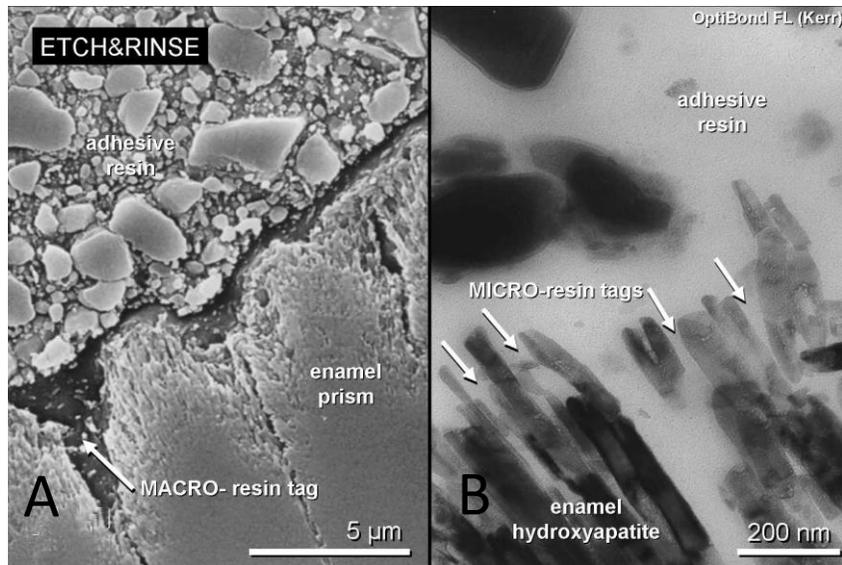


Figura 16. [A] Fotomicrografía de microscopía electrónica de barrido y [B] fotomicrografía de microscopía de transmisión electrónica, de la interfase esmalte-resina mostrando la trabazón micromecánica de la resina en las microrretenciones formadas por el grabado ácido (Macro y micro-tags) (14).

Adhesión de las Resinas a la Dentina

La dentina es un tejido menos mineralizado, que tiene los cristales de hidroxiapatita más dispersos, y no organizados en prismas (13,14,24), por lo que al realizar el grabado ácido, la eliminación de las sustancias superficiales será parcial, y quedará expuesta la matriz colágena, dejando una superficie menos adecuada para la atracción del material de restauración (13,14).

La dentina tiene más dificultad en su óptima preparación, ya que está sometida a constantes cambios por estímulos fisiológicos y patológicos, habrán diferencias entre si la dentina es superficial o profunda, si se trata del piso cavitario o de las paredes, si está cariada o está sana, si es un paciente joven o anciano, si se trata dentina esclerótica o hipersensible (9). Y además, la dentina tiene humedad, lo cual la hace incompatible con ciertos monómeros y oligómeros de las resinas compuestas, ya que estos son hidrofóbicos (9,13,14).

Por lo tanto, para lograr adhesión en la dentina, esta debe ser acondicionada, de manera tal, que las resinas compuestas puedan interactuar de manera adecuada con su superficie (1,8,9,11–14).

Sistemas Adhesivos de Resinas Compuestas

Con el auge de la odontología adhesiva, se desarrollaron composites más versátiles, y surgieron también los adhesivos multipropósito, capaces de adherirse al esmalte, a la dentina, al cemento, al vidrio ionómero, a otros composites, a cerámicas, o al metal (7). Estos adhesivos han cambiado completamente la manera de abordar un tratamiento restaurador, permitiendo ser más conservadores, reemplazando solo el tejido defectuoso o faltante (7).

Para solucionar la incompatibilidad de la dentina hidrofílica, con la resina hidrofóbica, se inventaron líquidos con doble capacidad de reacción, que por un lado pudieran interactuar con el remanente dentario, y por otro lado con los componentes líquidos de la resina, actuando como un agente de enlace entre estos dos componentes (13,14).

El avance en esta materia llevó a incluir moléculas hidrofílicas con capacidad de polimerizar, a estos líquidos, para lograr que estos penetren en la dentina (13,14). Entonces, para lograr que la penetración sea efectiva, se necesita aplicar sobre la dentina un grabado ácido, que al disolver la hidroxiapatita, deja espacio suficiente para que el líquido hidrofílico rellene ese espacio (13,14).

Este líquido hidrofílico se conoce como *primer*, y va a permitir que sobre la dentina impregnada por él, se coloque un segundo líquido, el *adhesivo* (13,14).

Los *primers* o *acondicionadores*, por lo tanto, son un conjunto de monómeros hidrófilos Y solventes volátiles, usualmente acetona, etanol-agua o principalmente agua, que se utilizan para desplazar los fluidos de la matriz dentinaria, y transportar los monómeros dentro de la red de colágeno desmineralizado (1).

Las resinas adhesivas son generalmente oligómeros de dimetacrilato hidrófobos (como el bis-GMA y el TEGDMA) diluidos con monómeros de bajo peso molecular, que son compatibles con los monómeros del primer, y de la resina que se utiliza posteriormente para la reconstrucción de la morfología del diente (1,32).



Figura 17. Ejemplo de kit de restauración. [A] Resina compuesta. [B] Ácido ortofosfórico. [C] Primer + Adhesivo.

La adhesión, por lo tanto, se logra con la formación de una capa híbrida, en una zona de dentina que ha sido modificada por el tratamiento, y que contiene elementos dentinarios y sustancias orgánicas que la han impregnado (1,8,9,11–15). Su constitución, por lo tanto, va a estar condicionada principalmente por la difusión del monómero hidrofílico dentro de la trama colágena dejada luego del grabado ácido (1,8,9,11–15), formando tags de resina, los cuales junto con producir retención, tienen la función de producir el sellado de los túbulos, con la formación de la capa híbrida, protegiendo al complejo dentino-pulpar del ingreso de microorganismos, de sus toxinas, y de estímulos térmicos, y/o eléctrico-químicos que puedan irritar la pulpa (9).

Para lograr la adhesión de las resinas a la dentina se necesitan tres procesos (13):

1. Acondicionamiento de la superficie con una sustancia de reacción ácida.
2. Impregnación o imprimación de la matriz colágena con monómeros hidrofílicos.
3. Adhesión propiamente tal, con monómeros que impregnan la dentina y son compatibles con la resina.

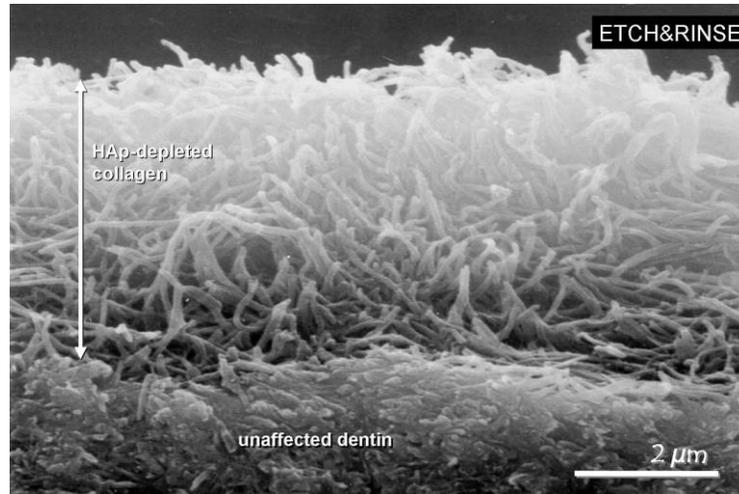


Figura 18. Fotomicrografía de microscopía electrónica de barrido de dentina grabada por 15 segundos con ácido fosfórico al 35%. Notar que el efecto de la desmineralización deja expuesta una red de colágeno (14).

Acondicionamiento de la Dentina

Desarrollo Generacional de los Sistemas de Adhesión:

La alta demanda y utilización de sistemas adhesivos, ha impulsado la investigación en el área y ha generado la aparición de sucesivos productos, mejores y más fáciles de usar, los cuales se ha ido clasificando en generaciones, para la organización de los estudios (7).

Adhesivos de primera a séptima generación

- a) *Primera generación:* Aparecidos a fines de los años setentas. Presentaban una fuerza adhesiva aceptable en esmalte, pero la unión por quelación a los iones calcio de la dentina era muy pobre. El despegamiento de la interfaz dentinaria a los pocos meses era común. Generaban comúnmente hipersensibilidad postoperatoria cuando eran utilizados para restauraciones oclusales posteriores. Indicados en clases III y IV de Black principalmente (7).
- b) *Segunda Generación:* Generados a principios de los ochentas. Las fuerzas de adhesión eran parecidas a los de primera generación. Se intentaba usar el barro dentinario como sustrato de adhesión, generando fuerzas adhesivas un poco mayores en dentina que los adhesivos de primera generación, pero aún insuficientes. Asociados a gran filtración marginal cuando sus márgenes quedaban en dentina. Asociados a sensibilidad postoperatoria alta (7).
- c) *Tercera Generación:* Aparecieron a fines de los ochentas. Se incorporó un doble componente, separando un *primer* del adhesivo propiamente tal. Se incrementaron considerablemente las fuerzas de la unión a la dentina. Se hizo posible la restauración de abfracciones, erosiones o abrasiones con cavidades muy conservadoras. Disminuyó considerablemente la sensibilidad postoperatoria en cavidades posteriores. Se logró con estos la

- adhesión a cerámicas y metales. Su mayor defecto era su poca duración, que por lo general no superaba los tres años en la mayoría de los casos (7).
- d) *Cuarta Generación:* Aparecidos a principios de los noventas. Lograron una alta fuerza de unión a la dentina y una disminución de la sensibilidad postoperatoria. El grabado total y la adhesión a dentina húmeda fueron las grandes innovaciones de esta generación. Lo malo de esta generación de adhesivos es que la mezcla de sus componentes debía ser muy precisa para un correcto funcionamiento, y si bien era logable en laboratorio, en la práctica habitual esto era muy difícil de lograr, debido a la cantidad de pasos y la exactitud en la medida de sus componentes. Se introdujo en esta época también el concepto de capa híbrida entre la dentina y la resina (7).
- e) *Quinta Generación:* Estos materiales logran buena adhesión a esmalte, dentina, cemento, cerámica y metal, y sus componentes vienen en un solo frasco, facilitando la manipulación clínica de este. La fuerza de unión a la dentina es ideal para todos los procedimientos, y sus resultados son predecibles, debido a su poca sensibilidad a la técnica. La sensibilidad postoperatoria en las piezas dentarias también fue considerablemente reducida (7).
- f) *Sexta Generación:* Desde el año 2000 en adelante comenzaron a salir sistemas adhesivos que eliminaron el paso de grabado ácido en dentina, incluyéndolo dentro de los componentes del adhesivo. El tratamiento ácido incluido en el acondicionador-imprimador de la dentina es autolimitante, y sus productos son incluidos de manera definitiva en la interfaz restauración-diente. Poseen poca o ninguna sensibilidad postoperatoria. La adhesión de estos materiales al esmalte, y su sensibilidad técnica, al utilizar más pasos son sus puntos débiles (7).
- g) *Séptima Generación:* Adhesivos donde todos los pasos se ven fusionados en uno solo. Poseen las mismas ventajas que los de sexta generación. Los agentes acondicionantes, imprimantes y adhesivos vienen en un solo frasco, y se aplican en un solo paso, facilitando así el uso de estos (7).

El acondicionamiento de la dentina puede ser realizado mediante diferentes protocolos, dependiendo de la generación del sistema adhesivo que se utilizará (1,7,8,13–15). Lo más común es la utilización un grabado ácido separado del sistema adhesivo (adhesión con grabado y lavado) (8), en el cual la eliminación de las sustancias superficiales será parcial, ya que solo se elimina la parte mineral, y quedará expuesta la matriz colágena de la dentina (1,8,9,13–15). Cuando se utiliza grabado ácido como paso independiente, se debe tener en cuenta el tiempo en que este actúa sobre la superficie en la dentina, ya que esta no debe grabarse más de 15 segundos, porque ocasionaría una profundidad excesiva de desmineralización (9,13). Esto es crítico, debido a que el grabado ácido puede llegar más allá de lo que puede penetrar la sustancia imprimante, ya que al sobregrabar la dentina, se produce una profundidad, que luego no será infiltrada por completo por el adhesivo, dejando matriz colágena desmineralizada desprotegida, lo cual va a generar una capa dentinaria con una resistencia menor a las cargas mecánicas, y puede llevar con el tiempo a la degradación enzimática de la articulación adhesiva (9,13).

Si la dentina se encuentra esclerótica o hipermineralizada, un mayor tiempo de grabado ácido será necesario para acondicionar de manera correcta la superficie (9).

Luego del grabado ácido, esta matriz colágena debe ser impregnada por un primer, o por un primer + adhesivo (dependiendo del sistema a utilizar), el cual debe penetrar en esta matriz colágena y endurecer dentro de ella, formando tags resinosos dentro de los túbulos dentinarios que se encuentran subyacentes a la matriz colágena, constituyendo la capa híbrida de la dentina, la cual va a ser responsable de la adhesión química de las resinas compuestas, al entrar en íntimo contacto con ellas (7–9,11–14).

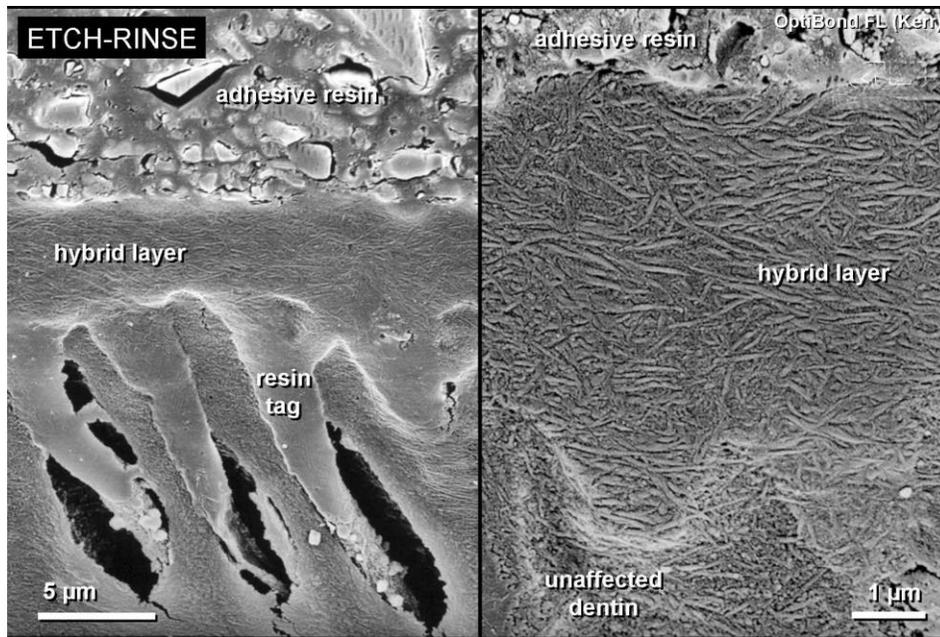


Figura 19. Fotomicrografía de microscopía electrónica de barrido. La interfaz de resina-dentina producida por el adhesivo Optibond FL (Kerr) de tres pasos de etch & rinse. Los tags de resina sellan los túbulos dentinarios abiertos, y se forma una capa híbrida que consiste en resina que se infiltra en la red de colágeno expuesta (14).

Las técnicas de autograbado, ya sea con el adhesivo de manera independiente o en el mismo paso, previenen la existencia de zonas de dentina grabada y no imprimada, pero tienen como defecto, un menor poder de grabado en esmalte, lo cual va a disminuir el grado de adhesión de la resina en estas superficies (7,9,13).

Otro aspecto importante, es que la sustancia imprimante penetra en la dentina gracias a sus moléculas hidrofílicas, por lo tanto, la dentina no debe desecarse, ya que el secado excesivo va a determinar que se pierda agua y que colapse la matriz colágena, impidiendo que el adhesivo penetre de manera adecuada, cerrando los espacios e impidiendo que las moléculas del *primer* penetren en esta, dificultando la formación de una zona híbrida (9,13,14). Esto va a ser menos crítico cuando el solvente de la sustancia imprimante sea agua, ya que se rehumedecerá la dentina al aplicarlo. Pero si hay que tener más cuidado cuando el solvente sea alcohol o especialmente acetona (13,14).

Es importante que la dentina no sea expuesta a temperaturas muy elevadas, ya que esto puede generar daños irreversibles en las moléculas del colágeno (11). Si esto ocurre se impediría la exposición de una matriz colágena idónea luego de la desmineralización con grabado ácido u otro método, también generando que se cierren los espacios de la matriz colágena e impidiendo que las moléculas del *primer* penetren en la dentina o interactúen con el colágeno, dificultando o impidiendo la formación de una zona híbrida, y por lo tanto, impidiendo una buena adhesión de los materiales restauradores (8–12).

Es necesario también, tener en cuenta cual es el sistema adhesivo que se utilizará, ya que la técnica va a variar, dependiendo de la generación a la cual el sistema adhesivo corresponda (9).

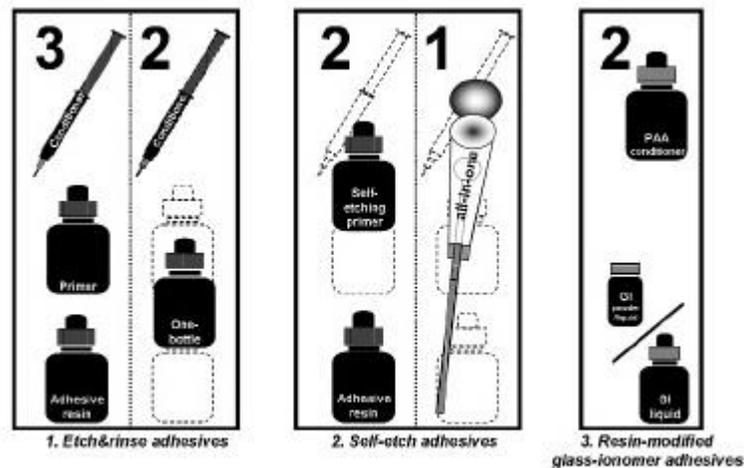


Figura 20. Clasificación de sistemas adhesivos de acuerdo a estrategia de adhesión y número de pasos clínicos.

Tipos de Sistemas Adhesivos para Resinas:

En diferentes productos, estas tres operaciones pueden ser realizadas de manera independiente, o en diferentes combinaciones, según como haya sido fabricado el sistema adhesivo (13):

- a) *Las tres operaciones son independientes.* Las sustancias a emplear son suministradas de manera independiente, en envases independientes, de la siguiente manera: se realiza el grabado ácido, se lava y se seca la superficie, después se aplica la sustancia imprimante, y luego el adhesivo (8,13).
- b) *Grabado ácido independiente, imprimación y adhesivo en un solo paso.* El grabado, lavado y secado se mantienen tal cual como en el paso anterior. Los componentes imprimante y adhesivo vienen en un solo recipiente, con moléculas hidrofílicas e hidrofóbicas que impriman y generan adhesión a la vez. Algunos de estos productos necesitan la aplicación de más de una capa (8,13).
- c) *Grabado ácido e imprimación combinados, y adhesivo independiente:* Se incluye un componente imprimador en un agente ácido. Son denominados “autograbantes” o “autoacondicionantes”, y no requieren lavado después de este paso. El adhesivo, se aplica después por separado (8,13).
- d) *Tres operaciones en un paso:* Un solo componente que se aplica sobre la estructura dentaria, y sobre este se aplica la resina (8,13).

Se deben seguir las indicaciones del fabricante, para poder realizar una técnica exitosa, según el sistema escogido (13).

Métodos o técnicas de evaluación

Los estudios clínicos son la mejor manera de probar las propiedades de las restauraciones, pero es muy difícil en ellos especificar la causa de la falla de las restauraciones, debido al gran número de variables importantes que influyen al mismo tiempo sobre éstas, dentro de la cavidad oral (14).

Las pruebas de laboratorio han demostrado ser una alternativa fácil, barata, y si bien los resultados de la aplicación de estos test puede ser cuestionable por la cantidad de variables que se deben manejar, si se ha demostrado que los resultados de estos pueden ser utilizados para estimar los resultados clínicos que tendría la utilización un determinado sistema adhesivo, ya que nos permite evaluar una variable, mientras las demás las mantenemos estables (14,33).

Las restauraciones en boca, se ven constantemente sometidas a estrés físico (14). Desde el momento de la colocación de una resina compuesta, al ser polimerizada, ésta presentará una contracción de polimerización, lo cual va a poner inmediatamente a prueba la fuerza adhesiva de esta resina al sustrato dentinario, que, de ser insuficiente, generará una brecha entre el diente y la restauración (14). Luego, una vez terminada la restauración, se verá sometida constantemente al estrés que genera la oclusión, y los cambios dimensionales en ésta, relacionados a los cambios de temperatura y PH del medio oral (14).

Las pruebas de fuerza, constituyen una manera de probar la resistencia adhesiva de las resinas compuestas y otros materiales (14). La teoría es que entre mejor se desempeñen en las pruebas de fuerza de laboratorio, más posibilidad tendrán de resistir el stress al que se verán sometidas en la cavidad oral (8,14).

Dentro de los métodos de evaluación de la fuerza adhesiva de las resinas compuestas a la dentina, se encuentran los métodos de micro y macro resistencia a la cizalla, y de micro y macro resistencia a la tracción (14,33,34).

El estrés generado en las superficies adhesivas es mucho mayor en las pruebas de cizalla que en las de tracción (14,33,34).

Los macro test son más simples de realizar (mínimo equipamiento, y preparación de los especímenes), por lo tanto, muchos estudios siguen realizándose de esta manera (33,34), a pesar de que los test de micro cizalla y micro tracción han demostrado ser mejores predictores del comportamiento clínico, ya que en estos últimos, se han encontrado menos fracturas cohesivas dentro del sustrato dentario o de la resina compuesta, que en los test de macro cizalla y macro tracción (14,33,34). En pruebas de macro resistencia a la cizalla, cuando encontramos valores adhesivos mayores a 20MPa, es muy probable que encontremos fallas cohesivas del sustrato dentario (ya sea esmalte o dentina) (14).

Los resultados en estas pruebas pueden ser afectados por factores tales como el almacenaje de las muestras, la forma de las muestras, el área de adhesión, el tipo de resina compuesta (su módulo de elasticidad), la modalidad del test (cizalla, tracción), la velocidad del instrumento que genera la fuerza, y el tipo de dispositivo utilizado para medir la fuerza, por lo que, al haber muchos factores involucrados, la resistencia adhesiva no se puede considerar como una propiedad del material en sí (8,14,33).

En la mayoría de los estudios de resistencia a la cizalla, se utilizaron cilindros de 3-4mm de diámetro, y 2-5mm de altura, utilizando un vástago en filo de cuchillo, a una velocidad de 0,5-1mm/min (33).

Variables que influyen en los resultados:

Según los parámetros de propagación de una fractura, un crack comenzará su propagación cuando exista una falla de tamaño crítico en una zona que esté sometida a alto estrés por tensión, por lo tanto, entre mayor sea el *área de adhesión*, mayor es la probabilidad de que exista una falla de tamaño crítico en la interfase diente-restauración, produciendo una falla total en ésta, y por consecuencia, menor será la resistencia adhesiva del espécimen de muestra (33). Esto es más influyente en los micro test de fuerza, ya que al tener una menor área, hay menos probabilidades de que exista una falla de tamaño crítico. En los

test de macro cizalla, no se ha demostrado diferencia significativa entre las muestras entre 2mm a 5mm de diámetro (33). En cambio, si se muestran diferencias significativas entre 1mm y 6mm de diámetro en cuanto a su resistencia adhesiva en los test de macro cizalla (33).

A mayor *módulo elástico de la resina compuesta*, mayor será su resistencia adhesiva, sobre todo en test de resistencia a la cizalla (33).

En cuanto a la *forma de aplicación de la fuerza* en los test de cizalla, la utilización de un vástago en forma de cuchillo ha demostrado generar mayor cantidad de estrés en la zona en la cual se aplica la fuerza, en cambio otras técnicas como el haza de alambre distribuyen mejor la fuerza en toda la interfase adhesiva (33). Entre mayor sea la distancia de la aplicación de la fuerza, respecto a la interfase adhesiva, menor será el estrés generado en ésta, debido a que la fuerza es contrarrestada por la capacidad de flexión de la resina compuesta (33).

La *velocidad del instrumento que genera la fuerza* no altera significativamente los valores de resistencia adhesiva de las muestras, al utilizar velocidades entre los 0.5mm/min y los 5.0mm/min (33).

DISEÑO TEORICO

Problema

La temperatura generada por la instrumentación mecánica sin refrigeración puede generar la denaturación del colágeno de la superficie dentinaria, lo cual puede afectar la capa híbrida, disminuyendo la resistencia adhesiva de las resinas compuestas.

Hipótesis

Hipótesis Nula: No existen diferencias en la magnitud de la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuestas a la dentina, al realizar la preparación cavitaria previa, con o sin refrigeración.

Hipótesis Alterna: Existen diferencias en la magnitud de la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuestas a la dentina, al realizar la preparación cavitaria previa, con o sin refrigeración.

Objetivo General

Evaluar la influencia de la refrigeración en la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta en dentina, al utilizar fresas de alta y baja velocidad en la preparación cavitaria.

Objetivos Específicos

1. Analizar los efectos de a temperatura generada durante la preparación cavitaria, en la resistencia adhesiva de las resinas compuestas al sustrato dentinario.
2. Relacionar la información obtenida para que los procedimientos de preparación cavitaria en operatoria, no comprometa el resultado de la adhesión de las resinas compuestas a dentina, en el procedimiento de obturación.
3. Justificar cambios en el modo de uso de instrumental rotatorio para realizar preparaciones cavitarias.

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio de tipo experimental (in vitro), fue realizado en el laboratorio de preclínico de la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae, y en el laboratorio de Materiales Poliméricos de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile IDIEM.

Para la realización de este estudio, se utilizaron 60 terceros molares superiores o inferiores previamente extraídos por indicación terapéutica del odontólogo tratante y donados por pacientes de ambos sexos, entre 18 y 28 años de edad, bajo consentimiento informado (Anexo 1) y que asisten a las clínicas de MED (Medicina Estomatológica y Clínica del Dolor), del pregrado de la Facultad de Odontología Universidad Finis Terrae.

Previo al momento de la extracción se le consultó a los pacientes si estarían dispuestos a donar voluntariamente su(s) pieza(s) dentarias extraídas para fines de esta investigación. Esta solicitud de donación fue efectuada por el investigador responsable, el que en ningún caso es el odontólogo tratante del paciente.

Las piezas dentarias extraídas y donadas, fueron fijadas con una solución de formalina al 2% por dos semanas, y luego conservadas en suero fisiológico.

Para la conformación de la muestra se consideraron los siguientes criterios de elegibilidad:

1. Criterios de inclusión: Terceros molares superiores o inferiores sanos, con indicación terapéutica de exodoncia, que presenten una corona clínicamente indemne sin procesos cariosos, patologías hipoplásicas, hipocalcificaciones o alguna afección de esmalte o dentina y que además presenten su ápice cerrado.
2. Criterios de exclusión: Terceros molares superiores o inferiores con tratamiento endodóntico, fracturas, caries, o restauraciones.

Se seleccionaron, por lo tanto, 60 terceros molares superiores o inferiores sanos, que cumplieran los criterios de elegibilidad, y estos fueron conservados en suero fisiológico (NaCl) al 0,9% hasta la etapa experimental (entre dos meses y dos semanas).

Los restos de ligamento periodontal fueron eliminados de las superficies radicales con instrumental manual: Curetas Gracey 9-10, 11-12 (Hufriedy/Chicago/USA) y posteriormente fueron limpiados con una suspensión de piedra pómez fina y agua, con escobilla de copa blanda e instrumental rotatorio.

Los molares fueron separados en dos grupos:

Grupo A: constituido por molares donde las preparaciones cavitarias serían realizadas con instrumental rotatorio de alta velocidad.

Grupo B: constituido por molares donde las preparaciones cavitarias serían realizadas con instrumental rotatorio de baja velocidad.

Todos los molares de ambos grupos fueron luego seccionados en la mitad en sentido sagital, con un disco diamantado de grano medio (Jota[®]/Albacete/España) bajo abundante refrigeración acuosa.

Posteriormente cada grupo (A y B), compuestos por 60 hemisecciones de terceros molares, fueron subdivididos en 2 subgrupos, por lo que finalmente cada grupo quedó definido de la siguiente manera:

Grupo A, compuesto por dos subgrupos:

1. Subgrupo Ac: En donde las preparaciones sobre la pieza dentaria serían realizadas con alta velocidad y refrigeración de agua y aire.
2. Subgrupo As: En donde las preparaciones sobre la pieza dentaria serían realizadas con alta velocidad y sin refrigeración.

Grupo B, compuesto por dos subgrupos:

1. Subgrupo Bc: En donde las preparaciones sobre la pieza dentaria serían realizadas con baja velocidad y refrigeración acuosa.
2. Subgrupo Bs: En donde las preparaciones sobre la pieza dentaria serían realizadas con baja velocidad y sin refrigeración.

Como medida de seguridad para la identificación posterior, las muestras fueron separadas por subgrupo, en 4 frascos distintos, rotulados con el nombre del subgrupo con plumón permanente de color negro (Sharpei/Chicago/USA), y nunca fueron trabajadas al mismo tiempo muestras de dos (o más) frascos distintos, ni fueron posicionados otros frascos en el mismo lugar físico donde se realizaban las distintas etapas del experimento para cada subgrupo.

Las preparaciones en las piezas dentarias del grupo A, fueron realizadas entonces con una turbina neumática Pana Max Plus (NSK®/Tokio/Japón), con piedras de diamante cilíndricas 0,18, de grano medio (SS White/New Jersey/USA) nuevas, a presión constante sobre la superficie dentinaria, con irrigación de spray de agua y aire para el grupo Ac, y sin irrigación para el grupo As. Se utilizó una piedra de diamante cada 10 preparaciones, para evitar que ésta perdiera su poder abrasivo, y así evitar que la instrumentación generara mayor calor sobre las piezas dentarias a medida, que se iban realizando más preparaciones.

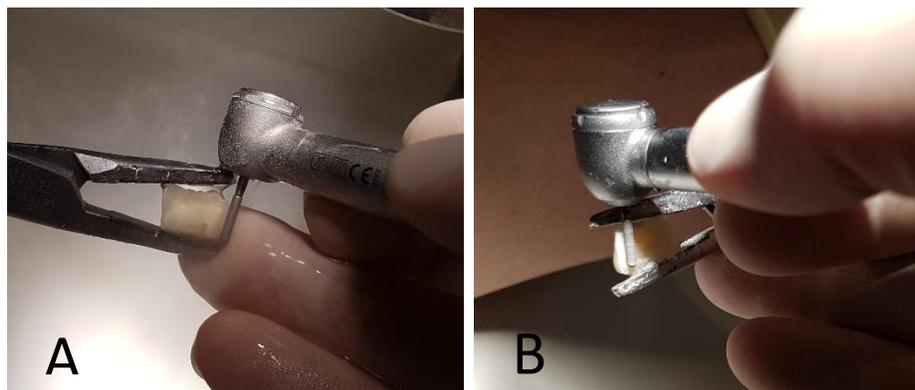


Figura 21. Preparaciones grupo A. [A] Preparación con alta velocidad y refrigeración (Subgrupo Ac). [B] Preparación con alta velocidad y sin refrigeración (Subgrupo As).

Las preparaciones en las piezas dentarias del grupo B, fueron realizadas entonces con micromotor neumático y contraángulo Ti 205L (NSK®/Tokio/Japón), con fresas cilíndricas 0,18 de carburo tungsteno (Diatech/Heerbrugg/Suiza) nuevas, a presión constante sobre la superficie dentinaria, con irrigación de agua para el grupo Bc, y sin irrigación para el grupo Bs. Se utilizó una fresa cada 10 preparaciones, para evitar así que estas perdieran su filo, y así evitar que la instrumentación generara mayor calor sobre las piezas dentarias, a medida que se iban realizando más preparaciones.



Figura 22. Preparación con baja velocidad y sin refrigeración (Subgrupo Bs).

Una vez preparadas todas las muestras, se utilizó una técnica de grabado y lavado a dos pasos, con ácido ortofosfórico al 37% (3M ESPE/Minnesota/USA), por 15 segundos en la dentina, lavado profuso durante 30 segundos con agua y secado con papel (Nova/Santiago/Chile).

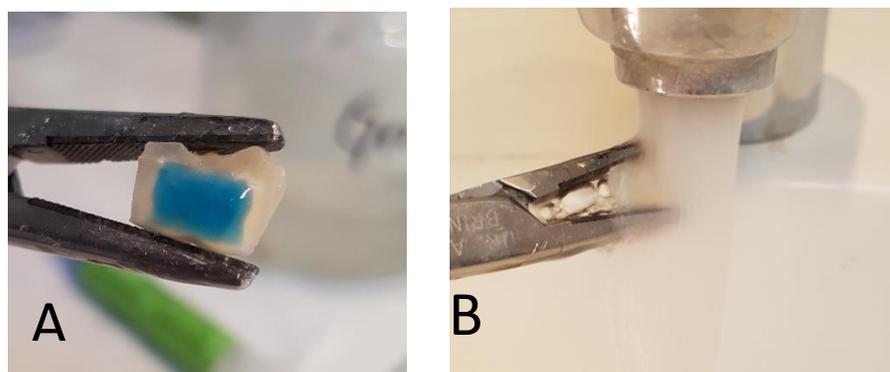


Figura 23. [A] Grabado con ácido ortofosfórico al 37%. [B] Lavado profuso

Luego con un microbrush (TPC/Los Angeles/USA) se aplicó el adhesivo Single Bond Universal[®] (3M ESPE/Minnesota/USA) en la totalidad de la preparación, siguiendo las indicaciones del fabricante. Para ello, fue aplicada una capa de adhesivo, frotada durante 20 segundos, y luego fue se soplada con aire de la jeringa triple de la unidad dental por 5 segundos para terminar fotoactivando durante 20 segundos con una lámpara LED Coltolux[™], (Coltene/Whaledent/USA) con una potencia de salida de 1200 mw/cm² medida con un radiómetro Demetron (Kerr/California/USA).

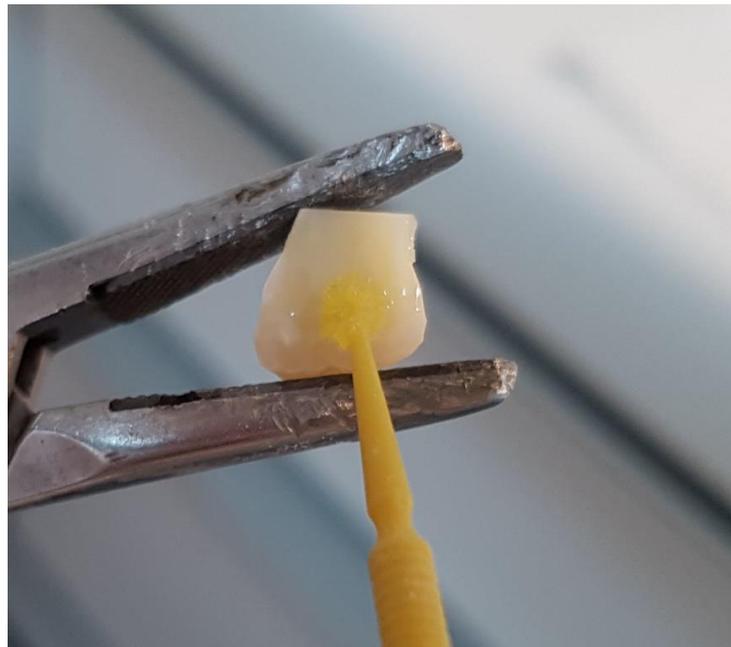


Figura 24. Aplicación de adhesivo Single Bond Universal[®] (3M ESPE/Minnesota/USA), con microbrush.

Después, se procedió a adherir un cilindro de resina compuesta Filtek® Z350 XT (3M ESPE/Minnesota/USA) de 3mm de diámetro y 5mm de altura en la dentina preparada anteriormente, el cual fue realizado con un solo molde metálico para estandarizar las dimensiones del cilindro, y así fuera igual en todas las muestras. Este fue fotoactivado por 60 segundos con una lámpara LED Coltolux™, (Coltene/Whaledent/USA) con una potencia de salida de 1200 mw/cm² medida con un radiómetro Demetron (Kerr/California/USA).

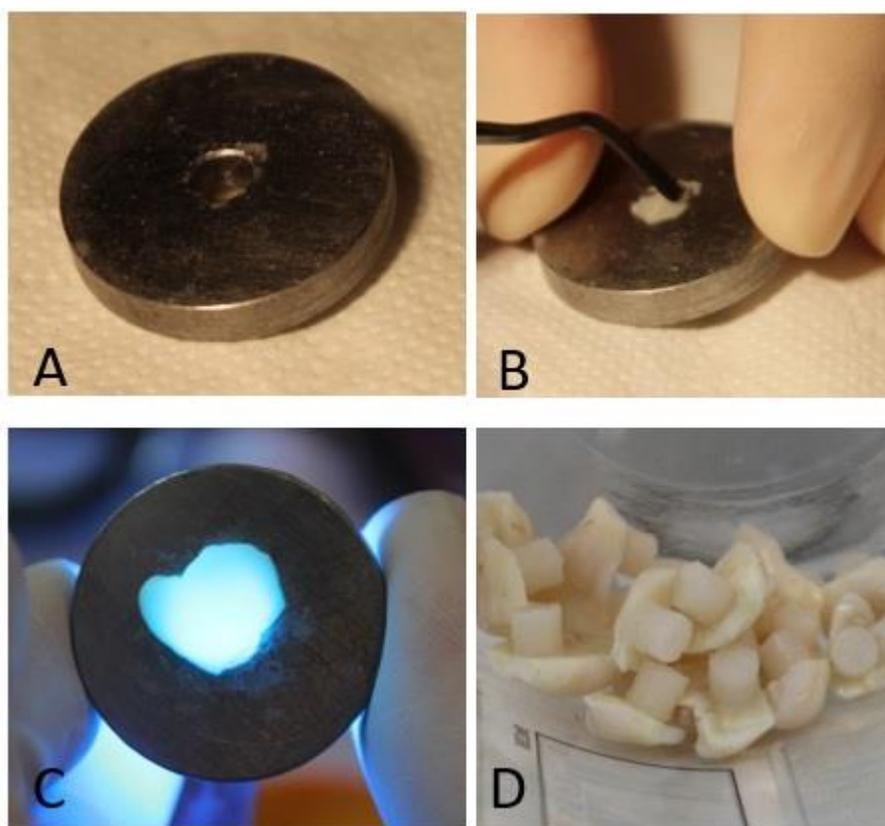


Figura 25. Secuencia de fabricación de cilindro de resina. [A] Molde metálico para la confección de cilindro estandarizado. [B] Fabricación de cilindro propiamente tal, ocupando el molde metálico y adheriéndolo a la pieza dentaria tratada previamente (Pieza dentaria por el lado contrario del molde metálico). [C] Fotopolimerización de cilindro de resina. [D] Múltiples muestras de un mismo tipo de preparación, con sus respectivos cilindros de resina adheridos.

Posteriormente se procedió a incluir las muestras en cilindros de PVC, utilizando acrílico de autocurado (Marché/Santiago/Chile), dejando la superficie dentinaria a ras con el acrílico, con el cilindro de resina compuesta sobresaliendo del cilindro de PVC.

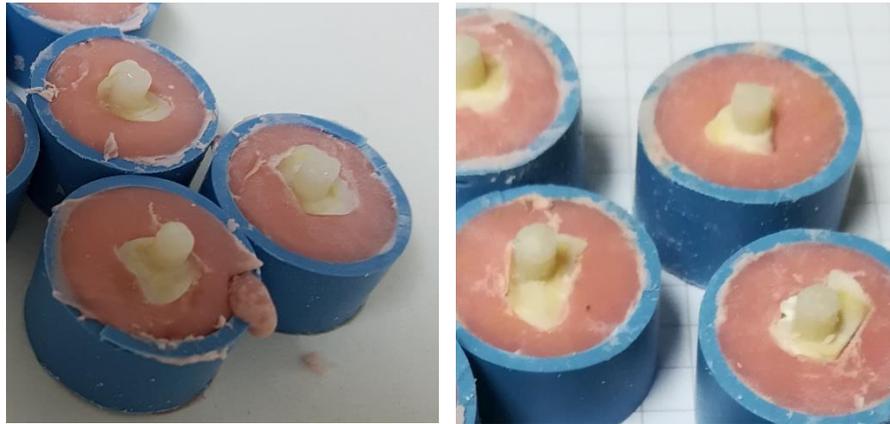


Figura 26. Muestras listas, incluidas en cilindros de PVC, con acrílico de autocurado.

Una vez listas todas las muestras, fueron llevadas al laboratorio del IDIEM, perteneciente a la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile, donde fueron sometidas a pruebas de fuerza de cizalla en la interfaz adhesiva, utilizando un vástago en forma de cuchillo, en una máquina de ensayo Universal Tinius Olsen H5KS (Tinius Olsen/Horsham/USA) a una velocidad de cabezal de 2 mm/min, con una carga de 200 Kg.

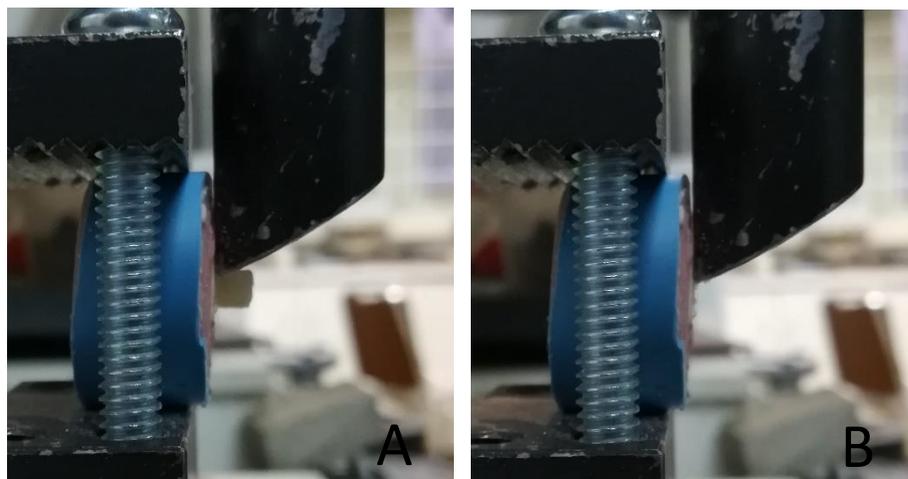


Figura 27. Muestra sometida a prueba de resistencia a la cizalla con máquina de ensayos universales Tinius Olsen H5KS. [A] Muestra pre-falla con cilindro adherido. [B] Muestra post-falla.

VARIABLES A ESTUDIAR

Variable dependiente:

Resistencia al cizallamiento

Definición conceptual: La resistencia al cizallamiento corresponde a la fuerza que opone la interfaz adhesiva entre el sustrato dentinario y la resina compuesta, al incidir sobre ella una fuerza de corte (34).

Definición operacional: La magnitud de la resistencia será determinada mediante cizallamiento con una máquina de Ensayos Universales y se expresará en megapascales (33,34).

Variables independientes:

Refrigeración Cavitaria

Definición conceptual: La refrigeración cavitaria es la acción de bajar la temperatura generada en el sitio de fresado al hacer una preparación cavitaria (4,10), mediante la acción de un spray de agua y aire proveniente desde la turbina para alta velocidad, y un chorro de agua proveniente desde el micromotor y contraángulo para baja velocidad.

Definición operacional: Para su cuantificación se considerarán dos categorías, aplicación y no aplicación de refrigeración.

Velocidad de impulsión del instrumento rotatorio

Definición conceptual: Corresponde al número de RPM a las cuales trabaja cada tipo de instrumental rotatorio.

Definición operacional: Se considerarán dos categorías, alta velocidad y baja velocidad.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos de la resistencia adhesiva (variable dependiente) fueron sometidos inicialmente a estudios de normalidad (Shapiro-Wilk; $n \leq 50$) y de homocedasticidad (Levene). Una vez que se probó presencia de distribución normal y homocedasticidad se estimaron los estadígrafos descriptivos de la resistencia adhesiva en cada uno de los tratamientos: media, desviación estándar, error estándar, intervalo de confianza (IC) al 95% y valor mínimo y máximo observado. Estos estadígrafos fueron graficados en una figura de cajas, incluyendo los datos atípicos. Posteriormente, se procedió a realizar la comparación de las medias mediante un Análisis de Varianza (ANOVA) para datos desbalanceados. Por último, se realizó una comparación de medias de carácter confirmatorio mediante la prueba de Tukey (comparación múltiple de medias). El nivel de significación fue de $\alpha < 0,05$.

RESULTADOS

Los resultados para la prueba de resistencia a la cizalla en el Laboratorio de Materiales Poliméricos de la Universidad de Chile, determinó la falla de las muestras cuando fueron aplicadas sobre ellas, las fuerzas indicadas para cada espécimen se muestran en la Tabla I.

Tabla I. Fuerza de falla, expresada en Newtons (N), para cada muestra experimental por grupo.

Baja velocidad, sin irrigación (Bs)	Baja velocidad, con irrigación (Bc)	Alta velocidad, sin irrigación (As)	Alta velocidad, con irrigación (Ac)
306,8	138,5	237,3	236
125	136	254,5	227
97,7	356,3	463,2	280,2
263,3	271,2	325,2	374,3
163,2	267,5	362,3	277,7
124	125	208,5	330,2
348,8	186,7	315,8	313,3
273,3	182	260	276
234,3	201	133,2	199,5
285	411,2	294,7	260
174,5	281,3	136,3	270,2
256,3	297,3	28,7	125
210,7	381,7	326,2	126,2
142,3	322,8	220	178,7
331,7	212,8	155	212
231	256,5	155,3	140,3
234	196,8	209	365,7
259,3	293,3	105	266,5
186,5	299,2	206,7	153,2
209,8	341,8	112,2	122,2
148,8	299,2	278,8	179,3
241,8	232,7	220,2	264,7
355	64,3	247,8	298,8
125,7	285,7	177,8	124,7
326,7	174	207,2	308
266,5	209,7	307,3	399,2
339,3	236,3	190	318,5
308	395,5	198	209,3
430,7	273,2	221,2	306
231,3	349,5	76,7	319,3

Al realizar las pruebas de resistencia a la cizalla, se encontraron fallas adhesivas en la interfase diente/restauración, fallas cohesivas tanto en el sustrato dentinario como en las resinas compuestas, y fallas mixtas. Para propósitos de este estudio, las muestras que sufrieron fallas cohesivas en el remanente dentinario, tanto como las que tuvieron fallas cohesivas en la resina compuesta, fueron eliminadas, y no fueron consideradas en el análisis estadístico.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los datos demostraron tener una distribución normal, ya que no se observaron diferencias estadísticas, tanto en la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk ($P > 0,05$) en los datos de resistencia adhesiva de todos los tratamientos examinados (Tabla II), como en la prueba de Levene (estadístico=1,02; $p=0,387$), la cual determina el grado de igualdad entre las varianzas de los distintos grupos (homocedasticidad), por lo que no habrían problemas para comparar los resultados de las distintos grupos entre sí, con un análisis paramétrico.

Tabla II. resultados de la estimación de normalidad de los datos de resistencia adhesiva en cada uno de los tratamientos estudiados.

	Speed	Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Adhesive Strenght	Low speed and without irrigation (LW)	0,975	18	0,879
	Low speed and with irrigation (LWith)	0,961	22	0,510
	High speed and without irrigation(HW)	0,982	25	0,929
	High speed and with irrigation (HWith)	0,960	30	0,312

En la Tabla III se presentan los resultados de la estimación de los estadígrafos descriptivos para cada tratamiento examinado.

Tabla III. Resultados de la estimación de los estadígrafos descriptivas en cada uno de los tratamientos estudiados.

Adhesive Strenght	n	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Low speed and without irrigation (LW)	18	32,10	9,17	2,16	27,54	36,66	13,83	48,03
Low speed and with irrigation (LWith)	22	37,79	11,59	2,47	32,65	42,93	9,10	58,20
High speed and without irrigation(HW)	25	31,48	14,36	2,87	25,55	37,41	4,06	65,56
High speed and with irrigation (HWith)	30	34,86	11,12	2,03	30,71	39,01	17,30	56,50
Total	95	34,13	11,92	1,22	31,70	36,55	4,06	65,56

En la Figura 28, se muestra la representación gráfica de las estimaciones antes señaladas. Estos resultados demuestran que los datos, dentro de los tratamientos, tienen distribución normal y que existe igualdad de varianzas entre los tratamientos examinados.

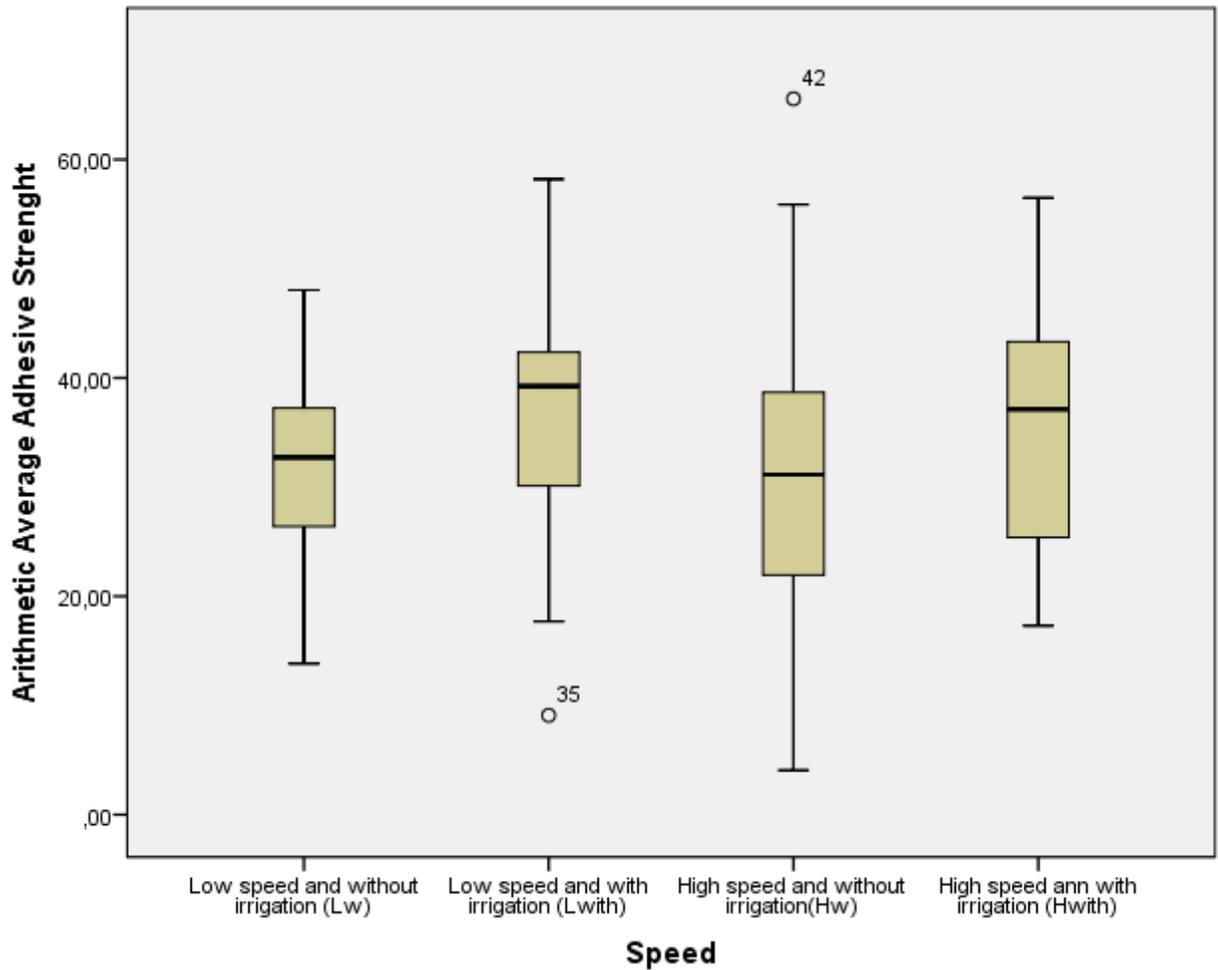


Figura 28. Gráfico de cajas con los resultados de la estimación de los estadígrafos descriptivos en cada uno de los tratamientos examinados (incluye datos atípicos).

Al comparar los promedios de los distintos grupos mediante ANOVA su valor no fue significativo ($F=1,328$; $p=0,27$), lo que demuestra que no existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva obtenida al preparar las muestras con y sin refrigeración, tanto para alta como para baja velocidad.

En la tabla IV se grafican los resultados de la prueba de Turkey, la cual confirma los resultados obtenidos mediante ANOVA.

Tabla IV. Resultados de la comparación múltiple y simultánea de las medias de los tratamientos examinados.

Speed	n	Subconjunto para alfa = 0.05
		1
High speed and without irrigation(Hw)	25	31,4804
Low speed and without irrigation (Lw)	18	32,0983
High speed ann with irrigation (Hwith)	30	34,8617
Low speed and with irrigation (Lwith)	22	37,7868
Sig.		,279

DISCUSIÓN

La hipótesis nula de este estudio señala que no existen diferencias en la magnitud de la resistencia adhesiva de restauraciones de resinas compuestas a la dentina, al realizar la preparación cavitaria previa, con o sin refrigeración. Esta hipótesis se confirmó mediante la realización de este experimento y el posterior análisis estadístico de los resultados.

Se debe señalar que no se encontraron en la literatura estudios precedentes sobre el tema estudiado en este trabajo, pero la revisión de la literatura disponible nos muestra que las altas temperaturas generadas por la instrumentación mecánica de las piezas dentarias (9,19,28), provocarían la denaturalización de el colágeno subyacente en la dentina (3,11,21), en ausencia de una adecuada refrigeración (3,4,18,19). Por su parte La denaturalización del colágeno va a provocar la formación de una capa híbrida deficiente (1,8,9,11–15), la cual presentaría una resistencia mecánica menor que una capa híbrida donde el colágeno se encuentra indemne (8–12).

Sin embargo, los resultados obtenidos en este estudio muestran que no hay diferencias significativas entre la presencia o ausencia de refrigeración, tanto en baja como alta velocidad. Este hallazgo podría estar influenciado por distintos factores

Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra puede haber influido en el resultado final, ya que si bien, la resistencia adhesiva al corto plazo no es significativamente distinta entre las muestras preparadas con y sin irrigación, se observa una media más baja de resistencia adhesiva para ambos grupos preparados sin irrigación, lo cual sugeriría que un tamaño muestral mayor, nos permitiría comprobar con certeza la validez de nuestros resultados.

Disipación del calor

Se ha descrito que el calor generado por la instrumentación en esmalte sin refrigeración, puede generar daños en el esmalte, como microfracturas, por lo que aumentaría el riesgo de filtración marginal, y de caries secundarias (28). Las temperaturas generadas en el esmalte por la instrumentación mecánica, inducirían un estrés en los tejidos, que supera tanto la resistencia compresiva como tensil del esmalte, induciendo fracturas en este (28).

Sin embargo, se ha demostrado también, que las estructuras dentales son buenos aisladores, por lo que las altas temperaturas generadas en la preparación, serán confinadas principalmente a la superficie que está siendo cortada. Por este motivo, la gradiente de temperatura es muy empinada, y las altas temperaturas generadas en la superficie, son disipadas casi totalmente en un radio de 2mm en esmalte, teniendo la dentina un comportamiento similar (28).

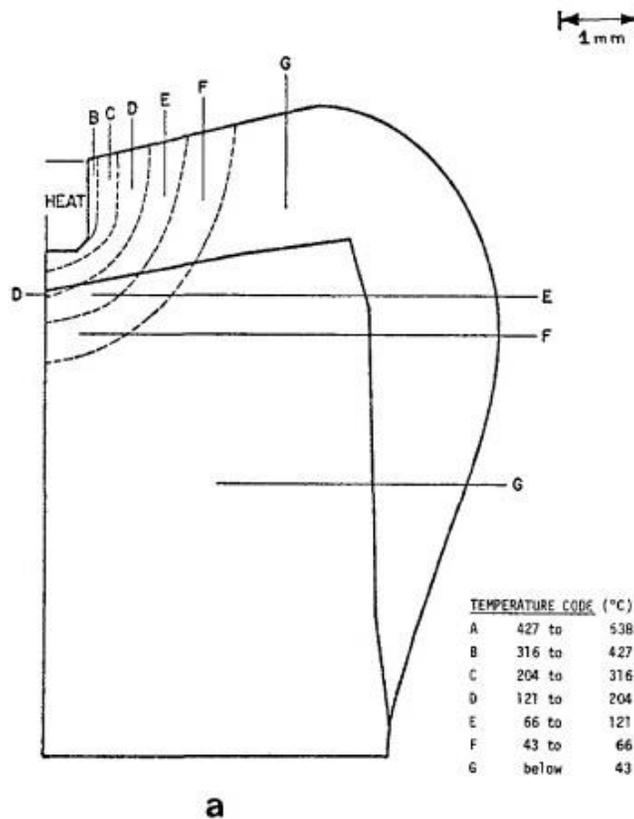


Figura 29. Distribución de temperatura en un molar al cortar el esmalte en seco (sin refrigeración).

Los cálculos numéricos de las pruebas hechas en dentina, fueron similares a los hechos en esmalte, en cuanto al grado de la disipación de las temperaturas, pero las temperaturas máximas alcanzadas fueron menores (menor resistencia friccional) (28), y la temperatura no logra generar estrés que supere las resistencias tensil y compresiva de la dentina, ya que estas son mucho mayores para la dentina (altamente resiliente) que para el esmalte (28).

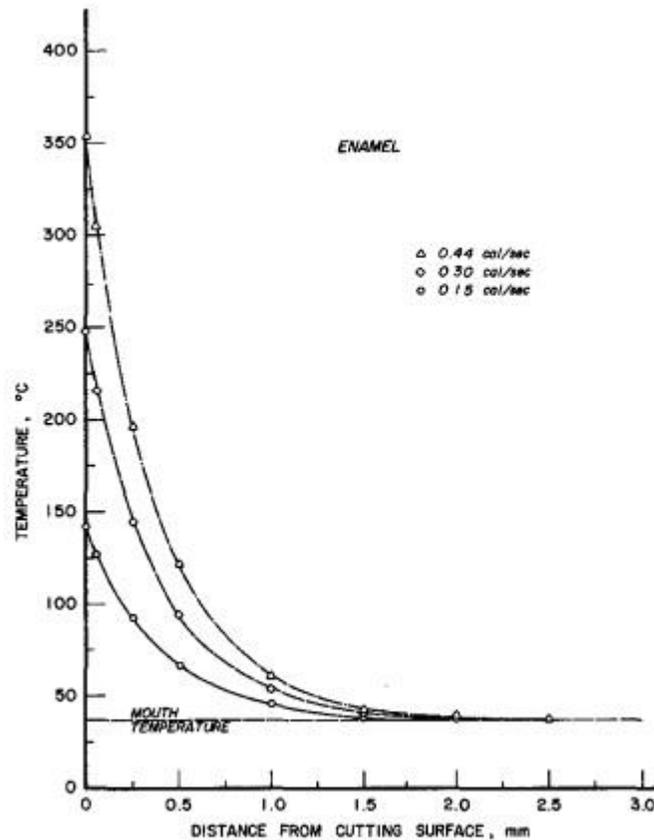


Figura 30. Temperatura promedio vs distancia de la superficie instrumentada en esmalte sin irrigación, para varios valores de deposición de energía.

Se debe recordar que la temperatura de denaturación del colágeno, es de 160°C aproximadamente en la dentina mineralizada (16,17,20).

se ha reportado también, que no es necesario quemar la dentina, para producir una desecación de esta (3). Hay que tomar en cuenta por lo tanto, que si la dentina se deseca, el colágeno tendría una mayor temperatura de denaturalización, llegando a resistir hasta 186°C en dentina mineralizada (17).

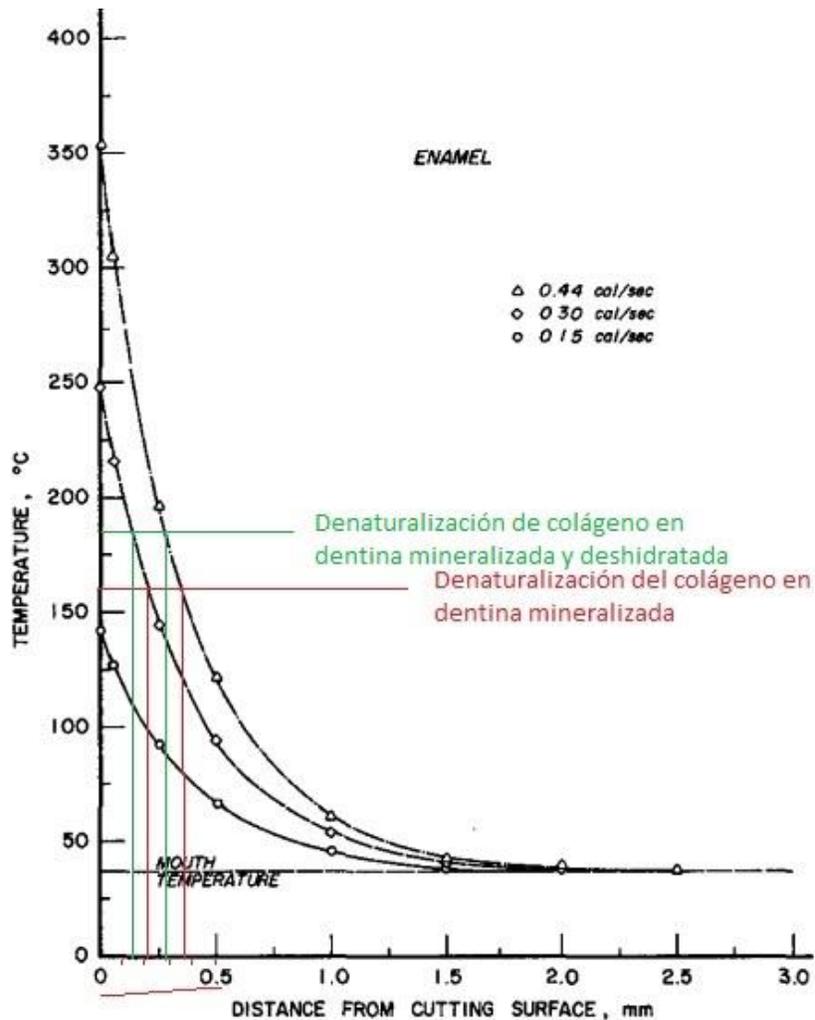


Figura 31. Se grafica la distancia a la cual podría ocurrir denaturalización de las moléculas de colágeno en la dentina, si se alcanzaran las mismas temperaturas que en el esmalte. Se sabe que la temperatura alcanzada en dentina es menor que en el esmalte, por lo que se infiere que la distancia de la superficie a la cual se pudieran denaturalizar las moléculas de colágeno, también sería menor.

Se debe considerar, que los datos del gráfico anterior, son los valores de temperatura para el esmalte, donde se alcanzaría una temperatura cercana a los 185°C a una distancia aproximada de 150µm de la dentina. No se encontró en la bibliografía los datos exactos para las mismas gradientes de temperatura en la dentina, pero si fue descrito su similar comportamiento, pero con una menor temperatura, por estos motivos, es que es posible, que la preparación de la dentina con instrumental rotatorio no haya alcanzado una temperatura tan elevada, y que la denaturalización del colágeno de la superficie preparada no haya alcanzado una gran profundidad, dando la posibilidad de que se forme una capa híbrida, y se genere adhesión.

Al estar las fresas nuevas, y hacer el estudio en tejido dentinario, que tiene menor resistencia al desgaste, por lo tanto menor fricción y menor generación de calor, quizás no se generó la temperatura suficiente para denaturar la dentina (160-186°C en la dentina mineralizada), y si se generó, quizás el calor fue rápidamente disipado por la dentina, dejando pocas fibras colágenas denaturadas, y las fibras colágenas que si fueron denaturadas, pueden haber sido eliminadas por el grabado ácido, dejando así una dentina subyacente susceptible de generar una capa híbrida para la adhesión.

tambien debe considerar que quizás no es posible llegar a esa temperatura con los procedimientos descritos ncon los desarrollados habituamnente en clínica

Barro dentinario y adhesión a colágeno denaturado

El barro dentinario es todo aquello que es depositado o dejado sobre la superficie durante la preparación cavitaria, estando compuesto por tejido inorgánico y orgánico, subunidades globulares originadas por fibras mineralizadas con un diámetro de 0.05-0.1µm aproximadamente, proteínas coaguladas, células sanguíneas y en algunas ocasiones microorganismos (36,37). El barro dentinario tiene un grosor total aproximado de entre 3 y 5µm (25).

En condiciones normales, se ha descrito que el grabado ácido penetra en la dentina hasta 10µm (25), y la capa híbrida mide entre 2 y 8µm (27,38).

Múltiples autores afirman que el barro dentinario puede ser eliminado completamente a través de la utilización de un sistema adhesivo de grabado y lavado, ya sea de dos o tres pasos (25,39), o puede ser incorporado en la capa híbrida, como sucede con los sistemas adhesivos autograbantes (27,38).

Puede ser también, que el grabado ácido de la dentina y posterior lavado, haya eliminado parcialmente el colágeno previamente denaturado por la instrumentación mecánica, de la superficie dentinaria, al momento de realizar la remoción del barro dentinario, y luego la aplicación de un adhesivo autograbante, haya generado el grabado necesario en la dentina subyacente para generar una capa híbrida idónea para la adhesión de las resinas.

Yoshiyama et al. (40) demostró que la adhesión a dentina infectada es posible, y se puede formar una capa híbrida aun en zonas donde el colágeno se encuentra denaturado, y éstas capas híbridas son de hasta 30µm, por lo que la formación de la capa híbrida en nuestro estudio podría llevarse a cabo a pesar de que la temperatura generada haya denaturado el colágeno de la dentina superficial. Sin embargo, en dicho estudio también se describió que estas capas híbridas con colágeno denaturado tienen menor resistencia adhesiva (aprox 10 ± 5 MPa) (40). Pero a diferencia del colágeno denaturado por caries descrito por Yoshiyama, donde la posibilidad de encontrar minerales es menor, ya que el proceso carioso desmineraliza la dentina, en nuestro estudio, previo a realizar el acondicionamiento dentinario, la dentina se encuentra completamente mineralizada, por lo que la resistencia adhesiva lograda debería ser mayor.

Un estudio de Yang et al.(11) , demostró que no hay denaturalización de las fibras colágenas por el grabado ácido en la dentina normal, pero sí, que la capa híbrida puede quedar debilitada cuando quedan fibras colágenas denaturadas en la superficie, restantes del barro dentinario (11), y no son eliminadas por el grabado ácido, sino que quedan atrapadas en la capa híbrida que se formará con la aplicación del adhesivo (25), esto nos puede hacer suponer, que siempre que se aplican estos sistemas adhesivos, tendremos una zona de la capa híbrida con

colágeno denaturado. Por lo tanto, que el hecho de que hayan estado previamente denaturadas las fibras colágenas, por la temperatura del fresado, podría no influir en la resistencia adhesiva de la capa híbrida, cuando se aplica un sistema de grabado y lavado, siempre y cuando el colágeno denaturado, no llegue más allá de la capacidad de penetración del sistema adhesivo, ya que si el adhesivo no logra impregnar todo el entramado colágeno que fue expuesto en el grabado o donde exista colágeno denaturado, se formará una capa híbrida más débil en esa zona profunda, la cual será más susceptible a su degradación enzimática (11). Pero si el grabado ácido pasa más allá del límite donde se encuentra el colágeno denaturado, y el adhesivo penetra en esta zona, la adhesión podría ser normal. Lo cual puede no afectar la adhesión inmediata, aunque no se puede descartar que en el largo plazo, no exista una mayor degradación enzimática de la capa híbrida.

También se debe considerar, que se ha descrito que en el barro dentinario, el colágeno (que se encuentra desorganizado) forma una matriz gelatinosa alrededor del mineral que se encuentra inmerso en el barro, lo cual hace que éste mineral sea más difícil de eliminar mediante el grabado ácido (25), y se ha demostrado, que existe adhesión química de cementos y adhesivos universales (por ejemplo, el Single Bond Universal, 3M ESPE), y el mineral restante entre el colágeno denaturado, en el barro dentinario (41).

Estos dos factores (capa híbrida que se puede formar con colágeno denaturado, y la remanencia de contenido mineral en la superficie del barro dentinario posterior al grabado ácido) podrían explicar la existencia una capa híbrida en colágeno denaturado, con mayor resistencia mecánica en comparación con la capa híbrida que se forma sobre el colágeno denaturado en dentina infectada, al usar un adhesivo universal, que tendrá adhesión química a la superficie grabada con restos de barro dentinario.

Finalmente, se debe recordar, que este trabajo es "in vitro" y que, por lo tanto, las condiciones no son exactamente las mismas que se aplicarían en la cavidad bucal, donde hay otros factores que van a influir en la capacidad de las piezas dentarias de disipar la temperatura de fresado.

CONCLUSIONES

De acuerdo con la metodología utilizada en este estudio, y a los resultados obtenidos, se podría concluir que:

Si bien la instrumentación sin refrigeración puede generar daño pulpar y daño estructural en el esmalte, esta no sería determinante en cuanto al valor de la resistencia adhesiva inmediata de las resinas compuestas al hacer preparaciones en dentina, con alta o baja velocidad.

SUGERENCIAS

Para complementar los resultados del presente estudio, y reforzar las conclusiones generadas por éste se sugiere investigar los siguientes tópicos :

1. Temperatura generada por la instrumentación mecánica de la dentina, y su gradiente de disipación.
2. Microscopía de los resultados, para determinar si la capa híbrida se formó en dentina denaturada, o sana, o una mezcla de ambas.
3. Determinar la profundidad a la que penetra el grabado ácido en la dentina con colágeno denaturado por temperatura.
4. Capacidad de penetración en el barro dentinario con colágeno denaturado por temperatura, del grabado ácido y los sistemas adhesivos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bertassoni LE, Orgel JPR, Antipova O, Swain M V. The dentin organic matrix - Limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale. *Acta Biomater* [Internet]. 2012;8(7):2419–33. [cited 2017 Apr 05]. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2012.02.022>
2. Barrancos J, Rodriguez G. Cariología. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 297–339.
3. Barrancos J, Costa CA. Principios Biológicos. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 597–611.
4. Collet AM, Guglielmotti MB. Patologías Dentarias de Etiología No Infecciosa. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 291–5.
5. Barrancos J, Barrancos S, Siutti O. Principios Generales De Las Preparaciones. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 529–81.
6. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res*. 2008;87(8):710–9.
7. Barrancos P. Manipulación y Comportamiento de los Composites. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. p. 777–817.
8. 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. *J Dent Res* [Internet]. 2005;84(2):118–32. [cited 2017 Apr 05]. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910508400204>

9. Rodriguez, Varas. Procedimientos Comunes a las Restauraciones Adhesivas. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 871–915.
10. Correa-Afonso AM P-DRG. Thermal effects caused by different methods of cavity preparation. *J Oral Laser Appl.* 2007;7:115–21.
11. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bobmann K, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials.* 2005;26(24):5021–31.
12. Saboia V, Nato F, Mazzoni A, Giannini M. Adhesion of a Two-step Etch-and-Rinse Collagen-depleted Dentin. *J Adhes Dent.* 2008;10(6):419–22.
13. Macchi. Principios de la Adhesión a Estructura Dentinaria. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 715–26.
14. 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 Washington.* 2003;28(3):215–35.
15. Mazur RF, Bertencelo de Almeida J, Habith JM, Soares PC, Menezes DB, Machado, E. Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems of Single and Multiple Steps. 2009;5(2):89–94.
16. Cadenaro M, Fontanive L, Navarra CO, Gobbi P, Mazzoni A, Di Lenarda R, et al. Effect of carbodiimide on thermal denaturation temperature of dentin collagen. *Dent Mater [Internet].* 2016;32(4):492–8. [cited 2017 May 10]. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.12.006>
17. Armstrong SR, Jessop JLP, Winn E, Tay FR, Pashley DH. Denaturation Temperatures of Dentin Matrices. I. Effect of Demineralization and Dehydration. *J Endod.* 2006;32(7):638–41.
18. Barrancos, Jimenez, Rodriguez. Instrumental. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.;

2006. pp. 115–68.
19. Abdelaziz MA, Alsamhari MM. A Thermographic Study of Heat Generation During All Ceramic Preparation. *Sci Res Innov Technol.* 2014;1(4):77–93.
 20. Scheffel DLS, Hebling J, Scheffel RH, Agee KA, Cadenaro M, Turco G, et al. Stabilization of dentin matrix after cross-linking treatments, in vitro. *Dent Mater [Internet].* 2014;30(2):227–33. [cited 2017 May 17]. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.007>
 21. Shovelton D, Marsland F. The Response of the Human Dental Pulp to Cavity Preparation with an Air Turbine Handpiece. *Br Dent.* 1960;109:225.
 22. Costa, Maresca, Hebling. Protección Dentino Pulpar. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 685–713.
 23. Figun M, Garino E. Sistema Dentario. In: Anatomía Odontológica Funcional y Aplicada. Buenos Aires: El Ateneo; 2006. pp. 186–362.
 24. Barrancos, Frydman. Histología Dentaria. In: Barrancos Mooney, Barrancos Operatoria Dental. Buenos Aires: Médica Panamericana S.A.; 2006. pp. 261–80.
 25. Spencer P, Wang Y, Walker M, Swafford J. Molecular Structure of Acid-etched Dentin Smear Layers -- in situ Study. *Dent Res.* 2001;80(9):1802–7.
 26. El Feninat F, Ellis T, Sacher E, Stangel I. Moisture-dependent renaturation of collagen in phosphoric acid etched human dentin. *Biomed Mater Res.* 1998;42:549–53.
 27. Pereira Nogueira P, Cavalli V, Liporoni PCS, do Rego MA. Hybrid layer width after conventional diamond, carbide and ultra-sound CVD burs. *J Clin Pediatr Dent.* 2012;37(1):53–7.
 28. Brown WS, Christensen DO, Lloyd BA. Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients, and thermal stresses

- during restorative procedures. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1978;96(3):451–8. [cited 2017 Apr 7]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=0000342585>
29. Hunt P. Rational Cavity Design Principles. *Esthet Dent*. 1994;6(5):245–56.
 30. Baratieri L, Monteiro S. Resinas Compuestas. In: *Odontología Restauradora Fundamentos y Técnicas*. Sao Paulo: Santos; 2011. pp. 113–9.
 31. Rawls H, Esquivel-Upshaw J. Resinas para restauraciones. In: *Phillips Ciencia de los materiales dentales Anusavise*. 11th ed. Madrid: Elsevier; 2004. pp. 399–442.
 32. Norling B. Adhesión. In: *Phillips Ciencia de los materiales dentales Anusavise*. 11th.ed. Madrid: Elsevier; 2004. pp. 381–98.
 33. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):38–49.
 34. Münchow EA, Bossardi M, Priebe TC, Valente LL, Zanchi CH, Ogliari FA, et al. Microtensile versus microshear bond strength between dental adhesives and the dentin substrate. *Int J Adhes Adhes* [Internet]. 2013;46:95–9. [cited 2017 Jun 03]. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.06.005>
 35. Brännström M. The effect of dentin disiccation and aspirated odontoblast on the pulp. *J Prosthet Dent*. 1968;20(2):165–71.
 36. Abbott P V., Heijkoop PS, Cardaci SC, Hume WR, Heithersay GS. An SEM study of the effects of different irrigation sequences and ultrasonics. *Int Endod J*. 1991;24(6):308–16.
 37. Şen B, Wesselink P, Türkün M. The smear layer: a phenomenom in root canal therapy [Internet]. *International Endodontic J*. 1995. p. 141–8. [cited 2017 Apr 07]. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2591.1995.tb00289.x/abstract>

38. Marghalani H, Bakhsh T, Sadr A, Tagami J. Ultramorphological Assessment of Dentin-Resin Interface After Use of Simplified Adhesives. *Oper Dent* [Internet]. 2015;40(1):E28–39. [cited 2017 May 20]. Available from: <http://www.jopdentonline.org/doi/10.2341/13-373-L>
39. Van Meerbeek B, Robinson S, Erck J. Epoxy-embedded versus non-embedded TEM examination of the resin-dentin interface. *Biomed Mater Res*. 1998;35(B):181–7.
40. Yoshiyama M, Tay F, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, et al. Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent*. 2003;16(1):47–52.
41. Wang Y, Yao X. Morphological/chemical imaging of demineralized dentin layer in its natural, wet state. *Dent Mater*. 2010;26(5):433–42.

INDICE DE ILUSTRACIONES Y TABLAS

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

	Página
1.Figura 1: Anatomía Dentaria	4
2.Figura 2: Cristal de Hidroxiapatita	7
3.Figura 3: Prismas Adamantinos	8
4.Figura 4: Estructura de la Dentina	11
5.Figura 5: Organización Jerárquica del Colágeno Tipo I	14
6.Figura 6: Patología no Infecciosa	17
7.Figura 7: Molares Humanos Cariados	18
8.Figura 8: Esquema de Caries	19
9.Figura 9: Partes Constitutivas de una Fresa	23
10.Figura 10: Granos Piedra de Diamante	25
11.Figura 11: Discos y Gomas Abrasivas	26
12.Figura 12: Micromotor Neumático	30
13.Figura 13: Turbinas	31
14.Figura 14: Corte de Esmalte y Dentina	33
15.Figura 15: Preparación para Adhesión Mecánica	37
16.Figura 16: Interfase Esmalte-Resina	40
17.Figura 17: Kit de Restauración	42
18.Figura 18: Dentina Desmineralizada	43
19.Figura 19: Interfase Resina-Dentina	47
20.Figura 20: Clasificación de Sistemas Adhesivos	48
21.Figura 21: Preparaciones Grupo A	56
22.Figura 22: Preparación Subgrupo Bs	57
23.Figura 23: Grabado y Lavado	57
24.Figura 24: Aplicación de Adhesivo	58
25.Figura 25: Secuencia de Fabricación de Cilindro de Resina	59
26.Figura 26: Muestras Incluidas en Cilindros de PVC	60
27.Figura 27: Muestra Sometida a Prueba de Resistencia a la Cizalla	60

28.Figura 28: Gráfico de resultados	66
29.Figura 29: Distribución de Temperatura en Molar Instrumentado	69
30.Figura 30: Temperatura Promedio vs Distancia de Superficie	70
31.Figura 31: Temperatura de Denaturación vs Distancia de Superficie	71

ÍNDICE DE TABLAS

1.Tabla I: Fuerza de Falla en Experimento	63
2.Tabla II: Resultados de la Estimación de Normalidad	64
3.Tabla III: Estimación de los Estadígrafos Descriptivos	65
4.Tabla IV: Comparación Múltiple y Simultánea de los Tratamientos	67

ANEXOS

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Documento de Consentimiento Informado

Nombre del estudio: INFLUENCIA DE LA REFRIGERACIÓN DURANTE LA PREPARACIÓN CAVITARIA, EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE LAS RESINAS COMPUESTAS AL SUTRATO DENTINARIO.

Patrocinador del Estudio: Universidad Finis Terrae

Fuente de Financiamiento: Autofinanciado

Investigador Responsable: Dr. Sergio Sánchez Alarcón.

Fono: 89028303.

Mail: sergiosanchezssa@gmail.com

Unidad Académica: Magíster en Rehabilitación Oral. Facultad de Odontología.
Universidad Finis Terrae.

El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, (o no) en una investigación, y para autorizar el uso de las piezas dentarias que usted se extraerá en este servicio.

Lea cuidadosamente este documento, puede hacer todas las preguntas que necesite al investigador y tomarse el tiempo necesario para decidir.

Este estudio está siendo financiado por el investigador responsable del mismo.

1. Objetivos del estudio:

Usted ha sido invitado/invitada a participar en este estudio porque es un paciente de entre 18 y 28 años de edad, y va a ser sometido a la extracción de uno o más terceros molares sanos (Muelas del Juicio) por indicación de su odontólogo tratante.

El objetivo de este estudio es determinar si existen diferencias en la resistencia adhesiva de las restauraciones (tapaduras) de resinas compuestas, a la dentina, al realizar la preparación cavitaria previa con o sin refrigeración y con instrumental rotatorio de baja y alta velocidad.

2. Procedimientos de la Investigación:

El estudio será realizado en los Laboratorios de la Universidad Finis Terrae y de la Universidad de Chile, en los terceros molares extraídos y donados por usted, sin necesidad de su participación futura en alguna actividad adicional a la de su cita para la extracción.

Las muestras obtenidas serán usadas únicamente para el propósito de esta investigación.

No se harán estudios genéticos.

Las muestras serán almacenadas por 2 meses, en el Laboratorio de Simulación Clínica de la Universidad Finis Terrae, bajo la responsabilidad del encargado del laboratorio Sr. Felipe Silva.

Si en el futuro requirieran ser utilizadas para propósitos diferentes a los de esta investigación, se le solicitará un nuevo consentimiento.

Una vez concluido el estudio, las piezas dentarias utilizadas serán eliminadas de acuerdo al protocolo de eliminación de desechos biológicos utilizado por la Facultad de Odontología de la Universidad Finis Terrae.

3. Beneficios

Usted no se beneficiará por participar en esta investigación de salud.

Sin embargo, la información que se obtendrá gracias a su participación será de utilidad para conocer más acerca de la importancia de la utilización de refrigeración al hacer preparaciones para restauraciones adhesivas en las piezas dentarias, lo cual podría ser extrapolable a la gran mayoría de las restauraciones realizadas en las piezas dentarias de todos los pacientes en general, en un futuro.

4. Riesgos

Esta investigación de salud no tiene riesgos para usted.

5. Confidencialidad de la Información

La información obtenida se mantendrá en forma confidencial.

Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias médicas, sin embargo, su nombre no será conocido.

6. Voluntariedad

Su participación en esta investigación es completamente voluntaria.

Usted tiene el derecho a no aceptar participar. Al hacerlo, usted no pierde ningún derecho que le asiste como paciente de esta institución y no se verá afectada la calidad de la atención que merece.

7. Preguntas

Si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar o llamar al Dr. Sergio Sánchez Alarcón, Investigador Responsable del estudio, al teléfono +569 89028303.

Este estudio fue aprobado por el Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae. Si tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en una investigación médica, usted puede escribir al correo electrónico: cec@uft.cl del Comité ético Científico, para que el presidente, Dr. Patricio Ventura-Juncá lo derive a la persona más adecuada.

8. Declaración de Consentimiento

- Se me ha explicado el propósito de esta investigación, los procedimientos, los riesgos, los beneficios y los derechos que me asisten.
- Firmo este documento voluntariamente, sin ser forzado/forzada a hacerlo.
- No estoy renunciando a ningún derecho que me asista.
- Yo autorizo al investigador responsable y sus colaboradores a acceder y usar las muestras de material humano para los propósitos de esta investigación.
- Al momento de la firma, se me entrega una copia firmada de este documento.

9. Firmas

Nombre Participante:

Fecha:

Participante

Investigador

Dr. Sergio Sánchez A.