

Estudio comparativo de tres sistemas adhesivos de grabado total, con diferentes solventes en condiciones de dentina húmeda y seca. (Estudio in Vitro)

Noé Orellana Jaimes

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



Universitat Internacional de Catalunya

Facultad de Odontología

Patología y Terapéutica Dental

TESIS DOCTORAL

**Estudio comparativo de tres sistemas adhesivos de grabado total, con diferentes solventes en condiciones de dentina húmeda y seca.
(Estudio in Vitro)**

Doctorando: Noé Orellana Jaimes.

Directores: Dr. Roig, Miguel. Dr. Setién, Victor.

Tutores: Dra. Mercade, Montse. Dr. Durán-Sindreu, Fernando.

Barcelona, España 2009.



Universitat
Internacional
de Catalunya

AUTORITZACIÓ DELS DIRECTORS DE TESI PER A LA SEVA PRESENTACIÓ

Els doctors Miguel Roig i Víctor Setién, com a Codirectors de la tesi doctoral:

"Estudio comparativo de tres sistemas adhesivos de grabado total, con diferentes solventes en condiciones de dentina húmeda y seca"
realitzada al Departament d'Odontologia pel doctorant Sr. Noé Orellana Jaimes, autoritza la presentació de l'esmentada tesi doctoral, atès que reuneix les condicions necessàries per a la seva defensa.

Sant Cugat, 28 de setembre de 2009

ELS DIRECTORS DE LA TESI

Miguel Roig

Víctor Setién





Universitat Internacional de Catalunya

Facultad de Odontología

Patología y Terapéutica Dental

TESIS DOCTORAL

**Estudio comparativo de tres sistemas adhesivos de grabado total, con diferentes solventes en condiciones de dentina húmeda y seca.
(Estudio in Vitro)**

Doctorando: Noé Orellana Jaimes.

Directores: Dr. Roig, Miguel. Dr. Setién, Victor.

Tutores: Dra. Mercade, Montse. Dr. Durán-Sindreu, Fernando.

Barcelona, España 2009.

AGRADECIMIENTOS

En un trabajo de investigación, usualmente participan diversos expertos que aportan sus conocimientos con la intención de estructurar y presentar aportes a la comunidad científica. Por esta razón, quiero agradecer a todos aquellos que de una u otra manera participaron en el presente trabajo de investigación, especialmente al Dr Luís Giner por el interés desarrollado en el tema y por su ayuda constante.

A todo el personal de la U.I.C, director, tutores y colaboradores que participaron en este estudio. A mis colegas de la Universidad de Los Andes, por su apoyo incondicional y a los investigadores en el campo de la adhesión, de donde he tomado algunas de sus ideas y aportes.

A Elena, Daniel y Mariana, de quienes me he separado en varias ocasiones, para la consecución de esta meta.

A quienes he olvidado mencionar, gracias.

ÍNDICE

1. ÍNDICE.....	7
2. JUSTIFICACIÓN.....	16
3. OBJETIVOS.....	20
3.1 Objetivo Principal.....	22
3.2 Objetivos Específicos.....	22
4. ESTADO DE LA CUESTIÓN.....	23
4.1 Adhesión.....	25
4.2 Principios de la adhesión.....	28
4.3 El sustrato adherente.....	33
4.4 Capa híbrida.....	38
4.5 Clasificación de los adhesivos.....	41
4.6 Composición química de los adhesivos de grabado total de un solo envase.....	47
5. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	50
6. MATERIALES Y MÉTODOS.....	53
6.1 Prueba de resistencia a la micro-tracción inmediata y post envejecido.....	56
6.2 Prueba de micro-filtración empleando el envejecido bajo termociclado.....	66
6.3 Evaluación de la micro-morfología de la zona de interdifusión a través del microscopio electrónico de barrido.	71
6.4 Ensayo teórico de interacción química entre elementos básicos empleando el Software de simulación Mopac.....	77
7. RESULTADOS.....	80

8. DISCUSIÓN.....	94
9. CONCLUSIONES.....	114
10. PERSPECTIVAS DE FUTURO.....	118
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	121
12. ANEXOS.....	137

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 1. Energía superficial.	28
Fig 2. Tensión superficial.	30
Fig 3. Ángulos de contacto de humectabilidad del líquido sobre una superficie. Bajo ángulo de contacto (derecha) y alto ángulo de contacto (izquierda).	31
Fig 4. Capilaridad.	32
Fig 5. Prismas del esmalte. Imagen tomada del libro Fundamentos en Odontología Operatoria. Schwartz R, Summitt J, Robbins W. 1 ed. Caracas:Actualidades Médico Odontológicas;1999.	34
Fig 6. Diferencias entre dentina peritubular e intertubular. Imagen tomada del libro Fundamentos en Odontología Operatoria. Schwartz R, Summitt J, Robbins W. 1 ed. Caracas:Actualidades Médico Odontológicas;1999.	35
Fig 7. Clasificación de adhesivos contemporáneos.	45
Fig 8. Dientes extraídos y almacenados en Cloramina T.	55
Fig 9. Eliminación del esmalte oclusal en la recortadora de modelo Drillco de 700 watts.	56
Fig 10. Lija de agua Wetordry THREE-M-ITE DE 180, 400, 500 y 600 GRIT.	56
Fig 11. Grabado ácido con ácido ortofosfórico al 37%.	59
Fig 12. Lámpara de Fotopolimerización Blue phase C8.	60
Fig 13. Imagen de grupos preparados para ser cortados.	60
Fig 14. Sierra de precisión (Isomet 1000, Buehler Ltd, Lake bluff, IL,USA) .Momento en el que el diente es cortado para obtener las barritas de 1 mm ²	61
Fig 15. Líneas de corte para obtener las barritas de 1 mm ²	61
Fig 16. Tamaño de las probetas medidas en mm.	62

Fig 17. Representación esquemática de las probetas en forma rectangular.	62
Fig 18. Representación esquemática de las tiras plásticas como sistema de sujeción....	63
Fig 19. Máquina de pruebas universales (AGS-J Shimadzu Tokyo Japón).	64
Fig 20. Especímenes almacenados en recipientes tipo ependorf de 0.5 ml con agua destilada.	65
Fig 21. Tanques de agua caliente y agua fría.	65
Fig 22. Rectángulo de 4x3 mm dibujado sobre la superficie vestibular de un molar inferior con ayuda de una lámina transparente.	66
Fig 23. Máquina de termociclado donde se ejecutaron 10.000 ciclos.....	68
Fig 24. Especímenes con el margen gingival de la obturación expuesto.	69
Fig 25. Hemisección del molar 1,5X de aumento donde se puede apreciar la penetración del azul de metileno (Izquierda). Fotografía de la restauración a 40X de aumento donde se observa una filtración severa o grado 3 (Derecha).	70
Fig 26. Dientes extraídos almacenados en cloramina T.	71
Fig 27. Dientes sembrados en cubos de acrílico, para facilitar su manipulación.	71
Fig 28. Aplicación del composite en capas incrementales.	73
Fig 29. Representación esquemática del procedimiento para obtener las hemisecciones.	74
Fig 30. Microscopio electrónico de barrido Hitachi SA- 4000.	75
Fig 31. Representación esquemática mostrando la metodología utilizada para cuantificar los hallazgos de las principales estructuras.	75
Fig 32. Sistema de prueba Penta-Glicina y las posiciones espaciales de acercamiento donde se calcularon las interacciones fisicoquímicas entre el monómero y el aminoácido.....	78

Fig 33. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-Prime Bond Nt. (Izquierda). Microfotografía MEB de la interface dentina Seca-Prime Bond Nt. (Derecha) Magnificación x 5000. 90

Fig 34. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-Excite. (Izquierda). Microfotografía MEB de la interface dentina Seca-Excite. (Derecha) Magnificación x 5000. 90

Fig 35. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-XP Bond. (Izquierda). Microfotografía MEB de la interface dentina Seca-Xp Bond. (Derecha) Magnificación x 5000. 91

Fig 36. Microfotografía MEB de la interface diente resina Xp Bond- Sutrato húmedo (Magnificación x12000). 91

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Energía y distancia de adhesión (Longitud de equilibrio) (2). Interacciones bipolares y fuerzas de difusión son comúnmente llamadas fuerzas de Waals. ..	25
Tabla 2. Constantes físico-químicas de los solventes.....	48
Tabla 3. Cuadro sinóptico de los distintos sistemas adhesivos empleados en este estudio.....	58
Tabla 4. Análisis de Varianza para la Fuerza de Adhesión (MPa).....	82
Tabla 5. Contraste múltiple de rangos para fuerza de adhesión (MPa) según Adhesivo.	82
Tabla 6. Contraste múltiple de rangos para la fuerza de adhesión (MPa) según Sustrato.	83
Tabla 7. Contraste múltiple de rangos para Mpa según Utbs.....	83
Tabla 8. Medias de Fuerza de Adhesión (MPa).	84
Tabla 9. Contraste de Chi Cuadrado para el Grado de filtración en cavidades clase V según adhesivo.....	86
Tabla 10. Tabla de frecuencias para el grado de filtración en cavidades clase V Según adhesivo.	86
Tabla 11. Contraste de chi cuadrado para el grado de filtración según adhesivos Prime Bond Nt y Excite.	87
Tabla 12. Contraste de chi cuadrado para el grado de filtración según sustrato.	87
Tabla 13. Tabla de frecuencias para el grado de filtración en cavidades clase V según sustrato.....	88
Tabla 14. Tabla de frecuencias para adhesivo/sustrato según grado de filtración en cavidades clase V.....	88

Tabla 15. Contraste de Chi-cuadrado para grado de pronunciamiento anatómico.....	92
Tabla 16. Tabla de frecuencias para adhesivo/sustrato según el grado de pronunciamiento anatómico.....	92
Tabla 17. Cálculos entálpicos del sistema monómero aminoácido.....	94

1. JUSTIFICACIÓN

1. JUSTIFICACIÓN

Los sistemas adhesivos han revolucionado la práctica de la odontología restauradora gracias a su confiable unión a esmalte y dentina. Los resultados de estos avances que continúan hoy en día, se hacen tangibles en materiales de fácil manejo, con mayor fuerza de adhesión y menor degradación en el medio bucal. Sin embargo, es conveniente prestar una adecuada atención a la técnica y a una buena comprensión del proceso adhesivo. Estos materiales aplicados en espesores delgados, sirven para unir efectivamente el material restaurador a la estructura dentaria, reduciendo y evitando de esta forma la microfiltración marginal. La adhesión a esmalte ha sido fiable desde su introducción por Bonuocore en 1955 (1) y ha provisto desde entonces una superficie morfológica ideal (2). Sin embargo, la ultra-estructura tubular heterogénea y húmeda de la dentina constituye un verdadero reto para la adhesión.

El desarrollo de los sistemas adhesivos ha sido directamente proporcional a las mejoras de los materiales estéticos. Existe la tendencia a utilizar adhesivos con técnica de aplicación simplificada, a pesar de que esto parece reducir la fuerza de adhesión a la dentina (3) y aumentar su degradación hidrolítica, ya que la incorporación de monómeros cada vez más hidrofílicos aceleran su descomposición en la capa híbrida(4). Se ha demostrado que los adhesivos de tres pasos de grabado total basados en etanol, proporcionan mayores valores en la fuerza de adhesión a la micro-tensión que los adhesivos de dos pasos en dentina húmeda (5). No obstante, la cantidad de pasos y la dificultad para estandarizar el secado después del lavado, hace que los clínicos se decanten por los adhesivos de menos pasos y menores prestaciones.

A nuestro parecer, uno de los mayores logros de los fabricantes en el desarrollo de nuevos materiales adhesivos, ha sido simplificar su procedimiento de aplicación. La primera tendencia estuvo marcada por una reducción del adhesivo convencional de tres pasos grabado y lavado a adhesivos de dos pasos, que combinan el primer y agente adhesivo en una sola botella. Una adhesión más rápida y de más fácil manejo, hizo que los adhesivos de una botella se popularizaran entre los odontólogos de todas partes del mundo. Hoy en día, casi todas las casas comerciales mantienen en producción adhesivos de grabado total de un solo envase y han comenzado a desarrollar nuevas formulaciones

de adhesivos, manteniendo la clásica presentación comercial de una botella (primer y adhesivo). Desde el año 2006, se ha estado comercializando un sistema adhesivo de grabado total de un solo envase de la casa comercial Dentsply, que por primera vez en Odontología, utiliza el compuesto Terbutanol como solvente. Según el fabricante, el Terbutanol facilita el rendimiento del adhesivo ya que aumenta el tiempo de trabajo, disminuye la sensibilidad a la técnica de forma significativa y proporciona altos valores de adhesión en dentina y esmalte.

Exceptuando los resultados referenciados por el fabricante, hasta la fecha son pocos los estudios previos encontrados que evalúen este sistema adhesivo (6-9). Por esta razón nos proponemos evaluar el desempeño del sistema adhesivo de grabado total de un solo envase (Xp Bond), a dentina húmeda y seca, empleando diferentes pruebas de monitoreo *In Vitro*, como son la fuerza de adhesión pre y post envejecido, micro-filtración, micro-morfología de la zona de interdifusión, y simulación de interacción química de elementos básicos, para luego contrastarlos con otros adhesivos de grabado total o Adhesivos de quinta generación como también se les conoce.

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

2.1. *Objetivo general.*

Evaluar el comportamiento de los sistemas adhesivos de grabado total Xp Bond Prime Bond Nt y Excite, en las pruebas de monitoreo *in Vitro* de microtensión pre y post envejecido, micro-filtración, evaluación de la zona de interdifusión y simulación de interacción química de elementos básicos.

2.2. *Objetivos específicos:*

1. Comparar la fuerza de adhesión inmediata y post envejecido de los sistemas adhesivos de grabado total Xp Bond, Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados sobre un sustrato dentinario seco y húmedo.
2. Comparar el grado microfiltración de los sistemas adhesivos de grabado total de un solo envase Xp Bond, Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados sobre un sustrato dentinario seco y húmedo.
3. Comparar la zona de inter-difusión de los sistema adhesivos de grabado total Xp Bond, Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados a dentina seca y húmeda, en las distintas imágenes obtenidas a través del microscopio electrónico de barrido.
4. Determinar las interacciones moleculares de los monómeros presentes en sistemas adhesivos de grabado total Xp Bond, Prime Bond Nt y Excite, con el colágeno de la dentina parcialmente desmineralizada empleando el software (MOPAC).

3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

3.1 ADHESIÓN

La aparición de la adhesión dental en odontología ha provocado un cambio favorable desde el punto de vista conservador, ya que los métodos tradicionales de retención han sido sustituidos por procedimientos adhesivos que conservan y preservan la estructura dentaria durante la ejecución de un sin número de tratamientos (2). Los mecanismos de adhesión a esmalte no admiten discusión, constituyéndose en un procedimiento seguro, efectivo y repetible por ser éste un tejido cristalino, homogéneo, micro-poroso y de alto contenido mineral. Sin embargo, la adhesión dentinaria es poco predecible y constituye el mayor desafío de la Odontología Adhesiva Restauradora (10) .

Estos mecanismos de adhesión a los diferentes sustratos se han convertido en uno de los fundamentos primordiales en la odontología contemporánea. La evolución de los sistemas adhesivos ha sido fruto de investigaciones sobre sustratos dentarios y no dentarios que derivaron en eficaces fórmulas y sistemas adhesivos mucho más eficientes y confiables para efectuar tratamientos con unión mecánica al esmalte y dentina.

La palabra adhesión es derivada del Latín *adhaerere*, la cual es un compuesto de *ad*, y *haerere*, o pegarse. La adhesión se usa cotidianamente para referirse al hecho de unir o pegar dos superficies mediante algún elemento adhesivo, que no es más que una sustancia capaz de mantener adheridos dos materiales por unión superficial. La sociedad Americana de Materiales dentales define la adhesión desde dos puntos de vista, como fenómeno y como material. Como fenómeno, se trata del estado en que dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales y como material, se define como una sustancia capaz de mantener materiales juntos mediante la unión superficial (11).

Diversas teorías han sido propuestas para explicar el fenómeno de adhesión y según Allen (12) estas pueden ser:



- Teorías mecánicas que establecen que el adhesivo solidificado trava micromecánicamente con la rugosidad e irregularidades de la superficie adherente.
- Teorías de adsorción que abarcan toda clase de uniones químicas entre el adhesivo y el adherente, incluyendo fuerzas de valencia primaria (Iónica y Covalente) y secundarias (hidrógeno, interacción bipolar y dispersión de London). Las fuerzas de dispersión London están presentes casi universalmente, debido a que ellas se originan y solamente dependen de la presencia de núcleos y electrones. Los otros tipos de unión requieren grupos químicos apropiados para interactuar.
- Teorías de difusión que proponen que la adhesión es el resultado de la unión entre moléculas móviles. Los polímeros de cada lado de una interfase pueden atravesar y reaccionar con las moléculas del otro lado. Eventualmente, la interfase desaparecerá y las dos partes se volverán una sola.
- Teorías electrostáticas que establecen la formación de una doble capa eléctrica en la interfase entre un metal y un polímero.

Tipo de Adhesión	Energía de adhesión (Kjmol ⁻¹)	Longitud de equilibrio (Å)
Primaria		
Iónico	600-1200	2-4
Covalente	60-800	0.7-3
Secundaria		
Hidrógeno	-50	3
Interacciones Bipolares*	-20	4
Dispersión London*	-40	<10

Tabla 1. Energía y distancia de adhesión (Longitud de equilibrio) (2). Interacciones bipolares y fuerzas de difusión son comúnmente llamadas fuerzas de Waals.

El concepto de adhesión puede ser definido de varias formas. En forma general se define como cualquier mecanismo que permita que dos partes se mantengan en contacto o bien como toda fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos, manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto (10). Sin embargo en el campo odontológico tenemos que diferenciar entre los tipos de adhesión:

-Adhesión química: es la reacción producida al entrar en contacto dos superficies, generándose así uniones específicas. La unión química primaria es a nivel atómico y la secundaria es a nivel molecular. Este tipo de unión se produce en superficies planas y químicamente dispares(10).

-Adhesión mecánica: es la unión entre dos superficies dispares por medio de un acoplamiento entre las partes a unir, las que se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas o en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, es decir, en función de la morfología de ambas. Esta traba puede ser macroscópica como microscópica (10).

En ambos tipos de uniones o interfase es importante que los sustratos que están siendo unidos deban estar suficientemente cerca y en relación íntima. Este contacto íntimo se dará si y solo si el adhesivo presenta una tensión superficial menor que la energía superficial del adherente (13).

Para Yoshioka y colaboradores (14) la adhesión es un proceso de remoción de minerales (calcio y fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos *in situ* con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental. También genera un sellado de los túbulos dentinarios que mantiene el equilibrio del medio interno del complejo dentino – pulpar.

Gladwin y Bagby (15) afirman que la definición de adhesión en odontología no es concisa, considerando que todos los materiales dentales deben funcionar en humedad y en condiciones ambientales hostiles por un largo período de tiempo para ser útiles sin mencionar los diferentes sustratos involucrados. No obstante, Anusavice (16) concibe la adhesión como el proceso de unión de una resina con dentina grabada, y define

adhesivo dentinario, como una fina capa de resina que se encuentra entre la dentina grabada y la matriz de la resina compuesta. Este fenómeno definido por los autores antes mencionados como adhesión se rige por unos principios que se describen a continuación.

3.2 PRINCIPIOS DE LA ADHESIÓN.

Cuando dos sustancias se ponen en contacto, las moléculas de una se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se denomina adhesión cuando se atraen diferentes moléculas y cohesión cuando se atraen moléculas del mismo tipo (16) . El material o película empleado para la adhesión se denomina adhesivo y el material al que se aplica es el adherente. Desde un punto de vista más amplio la adhesión es simplemente un proceso de unión superficial que necesita de un íntimo contacto entre dos materiales, con una suficiente humectación del adhesivo que solamente ocurrirá si su tensión superficial es menor que la energía superficial libre del adherente. Para comprender lo anteriormente expuesto consideramos oportuno desarrollar los conceptos antes mencionados.

3.2.1 Tensión Superficial y Energía Superficial.

Como se ha mencionado con anterioridad, para que exista adhesión entre dos sustratos debe haber un íntimo contacto entre ambas superficies. Para ello, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido. En física se denomina tensión superficial al fenómeno por el cual la superficie de un líquido tiende a comportarse como si fuera una delgada película elástica. Este efecto impide por ejemplo el hundimiento algunos objetos de mayor tamaño como una flor.

3.2.1.1 Energía Superficial

El campo eléctrico que se manifiesta por cohesión de moléculas superficiales es lo que se conoce como energía superficial la cual es capaz de atraer las moléculas libres del medio que tengan una carga eléctrica distinta (17). Los cuerpos cristalinos como el esmalte y la cerámica tienen alta energía superficial en contraposición a los cuerpos orgánicos como la dentina, cemento o polímeros que tienen una baja energía superficial. Todos los átomos que constituyen un cuerpo están atraídos, la compensación de fuerzas hace que el interior de la masa esté en equilibrio y los átomos que quedan en la superficie quedan con fuerzas sin compensar, manteniendo una energía no contrarrestada en la superficie que se denomina energía superficial(16).

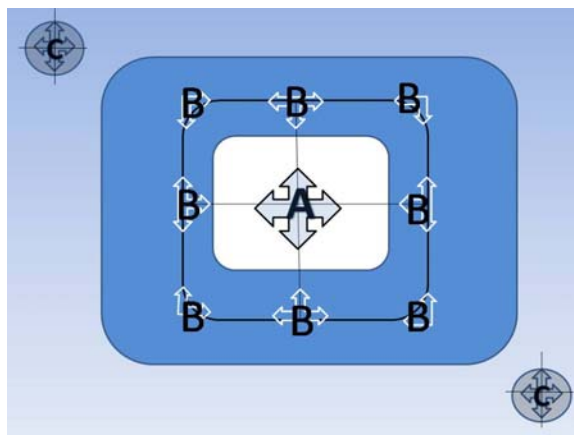


Fig 1. Energía superficial.

Como observamos en la fig. 2 sólo la molécula A está rodeada por las moléculas B que conforman este sólido. En cambio hacia el exterior del cuerpo las moléculas B presentan caras libres que pueden atraer moléculas C. Estas caras libres son las que provocan que un cuerpo sólido tenga cargas eléctricas desequilibradas y lo induzcan a atraer otras sustancias de carga opuesta hacia ellas para equilibrarse eléctricamente. La capa monomolecular superficial que presenta una cara libre recibe el nombre de sustrato que puede atraer y concentrar moléculas libres del medio por absorción.

En adhesión se requiere de una superficie con alta energía superficial lo cual se da en un esmalte limpio no fluorizado y no contaminado con un sustrato absorbido(17). Si disminuimos la energía superficial del sólido éste no atraerá o atraerá menos moléculas del ambiente como lo hace el ión fluor F- sobre el esmalte sustituyendo, al ión hidroxilo OH- de la hidroxiapatita. Esta fluorapatita es menos electronegativa que la hidroxiapatita lo cual disminuye la energía superficial del esmalte atrayendo menos placa bacteriana.

El esmalte superficial presenta una energía superficial de +/- 30 dinas/cm y los adhesivos resinosos hidrófobos 40 dinas/cm. La interrelación de estos dos valores nos dice que el esmalte no podría ser mojado por el adhesivo. Sin embargo la energía superficial del esmalte aumenta a 42 dinas/cm cuando es acondicionado con ácidos en concentraciones adecuadas, generando una compatibilidad físico-química. Esta atracción molecular y el fenómeno de capilaridad hacen que se impregnen los microporos produciéndose en primer lugar la traba micro-mecánica y la unión química respectiva posterior a la polimerización de la resina de restauración.

3.2.1.2 Tensión superficial.

Por tensión superficial se entiende la atracción que ejercen las moléculas internas de un líquido sobre las que se encuentran en su superficie. En el interior del líquido, una molécula está rodeada de otras semejantes en todas las direcciones. No ocurre así con las moléculas de la superficie, ya que por la parte de arriba no están rodeadas de moléculas del líquido. Estas moléculas de la superficie están sometidas a una fuerza F, dirigida hacia el interior, por tanto la superficie libre se encuentra en un estado de tensión cuyo comportamiento es asimilable al de una membrana elástica tensa. Cuando se eleva ligeramente una molécula superficial las moléculas adyacentes producen una fuerza restauradora que tiende a hacer a la molécula superficial volver a su posición inicial, de igual modo ocurre si el desplazamiento es hacia abajo.(ver fig 3)

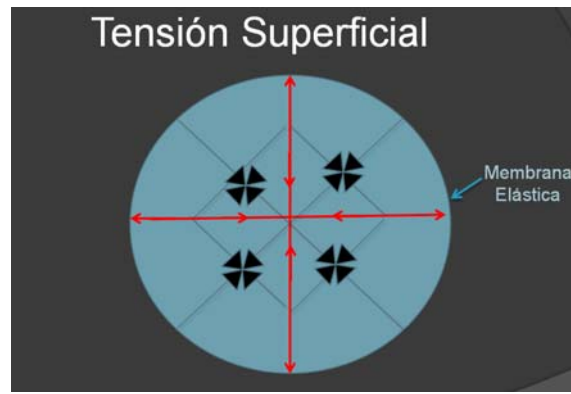


Fig 2. Tensión superficial.

3.2.2 Humectabilidad

La humectabilidad es la capacidad de un líquido para mojar a un sólido. Básicamente depende de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma de gota y la energía superficial del sólido tiende a que se extienda. Por tanto, a mayor humectancia, mayor capacidad de que el líquido se extienda por la superficie del sólido. La humectación de una superficie por un líquido se caracteriza por el ángulo de contacto de una gota colocada sobre la superficie. Si el líquido se disemina completamente sobre la superficie sólida esto indica la humectación completa o un ángulo de contacto de cero grados. Mayor humectabilidad = baja viscosidad.

Al medir el ángulo de contacto entre el adhesivo y el adherente se puede determinar hasta que punto un adhesivo humecta la superficie de un adherente. El ángulo de contacto es el que se forma en la interfase de un adhesivo y el adherente. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las del adherente o más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido y no se formará ningún ángulo de contacto. El ángulo de contacto es un buen indicativo de la humectación ya que aumenta la tendencia del líquido a extenderse al disminuir el ángulo de contacto. Con un ángulo de contacto de 0° se produce la humectación total y con uno 180° no se produce humectación(18) (ver fig 4)

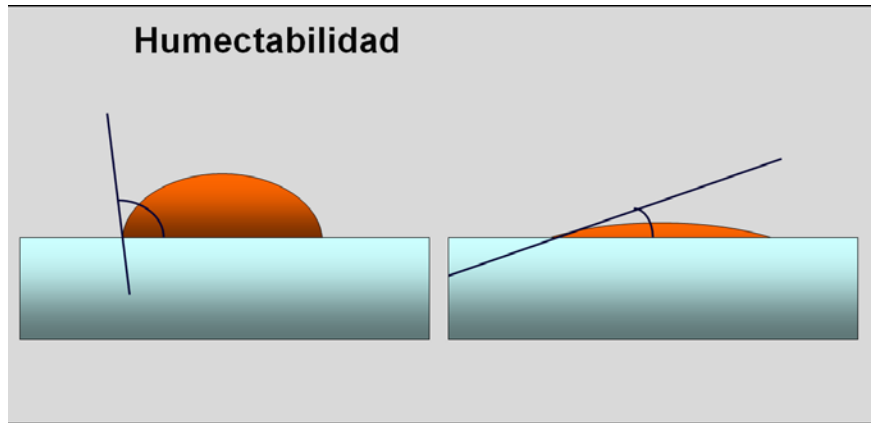


Fig 3. Ángulos de contacto de humectabilidad del líquido sobre una superficie. Bajo ángulo de contacto (derecha) y alto ángulo de contacto (izquierda).

Por lo tanto cuanto menor sea el ángulo de contacto entre el adhesivo y el adherente, más capacidad tendrá el adhesivo para fluir y cubrir las irregularidades de la superficie del adherente. Las superficies sólidas y planas en realidad no lo son ya que éstas presentan imperfecciones superficiales que representan un impedimento potencial para conseguir la unión adhesiva. Estos vacíos o irregularidades se rellenarán dependiendo de la fluidez del adhesivo. Al extenderse el adhesivo se crean bolsas de aire que previenen la humectación completa de toda la superficie transformándose en zonas de concentración de fuerzas (16).

3.2.3 Capilaridad

La **capilaridad** es la habilidad de un tubo delgado para succionar un líquido en contra de la fuerza de gravedad. Sucede cuando las fuerzas intermoleculares adhesivas entre el líquido y el sólido son más fuertes que las fuerzas intermoleculares cohesivas entre el líquido. Esto causa que el menisco tenga una forma cóncava cuando el líquido está en contacto con una superficie vertical. Éste es el mismo efecto que causa que materiales porosos absorban líquidos. (ver fig 5)

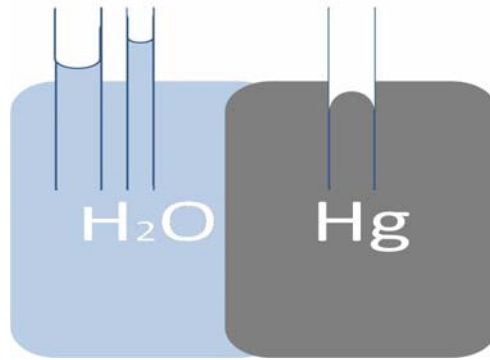


Fig 4. Capilaridad.

Esta capacidad del líquido de introducirse por un capilar se relaciona con la tensión superficial: cuanto más baja sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por un capilar. Un aparato común usado para demostrar la capilaridad es el *tubo capilar*. Cuando la parte inferior de un tubo de vidrio se coloca verticalmente en un líquido como el agua, se forma un menisco convexo. La tensión superficial succiona la columna líquida hacia arriba hasta que el peso del líquido sea suficiente para que la fuerza gravitacional sobreponga a las fuerzas intermoleculares.

Los factores antes mencionados tienen una enorme importancia en el campo de la adhesión dental ya que los substratos que se manejan en este terreno tienen sus propias particularidades (19) ;

- El esmalte tiene un alto contenido en materia inorgánica y muy poco en agua. Tiene por tanto, una alta energía superficial. Cuando se trata con el ácido se crean unas micro-porosidades que actúan a modo de capilares.
- La dentina tiene mucho más contenido de materia orgánica y de agua que se traduce en una baja energía de superficie y es de naturaleza hidrofílica, con una gran cantidad de túbulos que actúan como capilares. Sin embargo, en su interior hay un fluido dentinario a una determinada presión, que condiciona de forma significativa la posibilidad de penetración de la resina en su interior. Como sustrato para la adhesión es mucho peor que el esmalte.
- La resina tiene que tener una tensión superficial baja y unas características de humectancia, capilaridad y fluidez que favorezcan esa unión.

3.3 EL SUSTRATO ADHERENTE

Podemos considerar que está bien entendida la adhesión a esmalte, con la idea básica de que se obtienen valores altos de retención y casi la total eliminación de la microfiltración (20). La adhesión a esmalte es bien conocida y reproducible con relativa facilidad, se explica mediante la creación o establecimiento de una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental (Macrotags o resin tags) (21). Sin embargo la adhesión al sustrato dentinario, comprensible a través del fenómeno de hibridación sigue siendo un proceso más complicado e impredecible de obtener debido a su naturaleza dinámica.

3.3.1 Esmalte

El esmalte dental es un tejido de origen ectodérmico, avascular, aneuronal y acelular, de alta mineralización y dureza que recubre la corona anatómica del diente. Es translúcido, de espesor variable, dependiendo de la superficie que cubre, no posee vitalidad, se desgasta con la edad y cambia la permeabilidad y la naturaleza de su capa superficial (22).

El esmalte es una estructura homogénea que está constituido principalmente por hidroxiapatita (95% por peso o 86% por volumen) y el resto por contenido orgánico (18). El esmalte es un sólido complejo, constituido por innumerables cristales de hidroxiapatita pura e hidroxiapatita carbonada; éstas últimas son consideradas las más abundantes y reactivas, donde los iones de fosfato (PO_4^{-3}) son sustituidos en su estructura por iones carbonados (CO^{-3}) (componente inorgánico). Estos cristales están rodeados por una matriz de agua, proteínas y lípidos. La fase inorgánica del esmalte ocupa aproximadamente el 86% en volumen y la fase acuosa y orgánica representa cerca del 14% del volumen total. Las proteínas y lípidos están presentes en igual cantidad. Los iones fluoruro, cloruro, silicio y zinc se encuentran en mayor concentración cerca de la superficie, mientras que otros como carbonato, magnesio y sodio aumentan hacia áreas más profundas (23).

Los cristales de hidroxiapatita están ubicados casi paralelos entre sí y sus ejes mayores son casi paralelos a su eje longitudinal. Los cristales más distantes al eje central del prisma se van inclinando lateralmente a medida que se aproximan al límite de los otros prismas, hasta que se ubican perpendicularmente respecto al otro prisma en la zona interprismática. Es importante resaltar que existe una interfase entre los cristales producto de sus diferentes angulaciones, esta interfase rodea a los cristales uniéndolos entre sí y sirve de canal de entrada y salida de hidrogeniones (H^+) y de iones minerales (Ca^{++} , PO_4^{-3} , F^-) durante el proceso de desmineralización y remineralización del cristal (24).

Cuando se aplica una solución ácida (ácido fosfórico, láctico, cítrico), sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas que es considerada la unidad estructural del esmalte, (ver fig 6) creando poros, surcos y/o grietas micrométricas; además, la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial (25) , facilitando que los microporos o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace (Tags de resina), la cual quedará retenida físico – mecánicamente en el interior de los mismos (26).

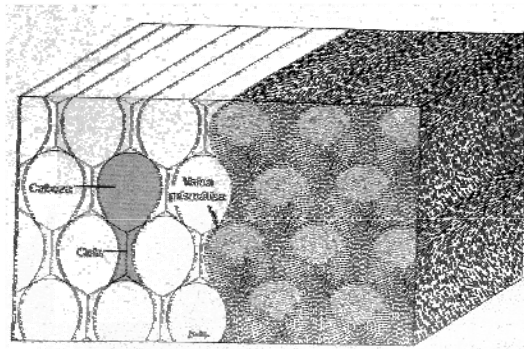


Fig 5. Prismas del esmalte. Imagen tomada del libro Fundamentos en Odontología Operatoria. Schwartz R, Summitt J, Robbins W. 1 ed. Caracas:Actualidades Médico Odontológicas;1999.

3.3.2 Dentina

La dentina es un tejido conjuntivo de origen mesodérmico, calcificado, avascular, sensible y con capacidad reparativa. Este tejido heterogéneo parcialmente mineralizado está compuesto químicamente por un 70% de material inorgánico, 20% de componentes orgánicos y 10% de agua (27). Está constituida anatómicamente por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelo-dentinaria, que contienen el proceso odontoblástico y forman entre sí un substrato microporoso. Los principales componentes de la dentina son: Calcio y fosfato.

No toda la dentina es igual, los túbulos dentinarios se encuentran más separados y con menor diámetro en la unión esmalte-dentina y son más cercanos entre sí y con mayor diámetro cuanto más cerca se encuentran de la pulpa dental. Los túbulos están inmediatamente rodeados de una matriz denominada dentina peritubular o intratubular, que se encuentra demarcada por la dentina intertubular que es propiamente el cuerpo principal de la dentina (28). Desde el punto de vista histológico existen varios tipos de dentina, la dentina intratubular, que es un anillo hipermineralizado que rodea los túbulos dentinarios los cuales están llenos de fluido dentinario. Este tipo de dentina se caracteriza por su riqueza de cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibras colágenas, a diferencia de la dentina peritubular.(ver fig 7)

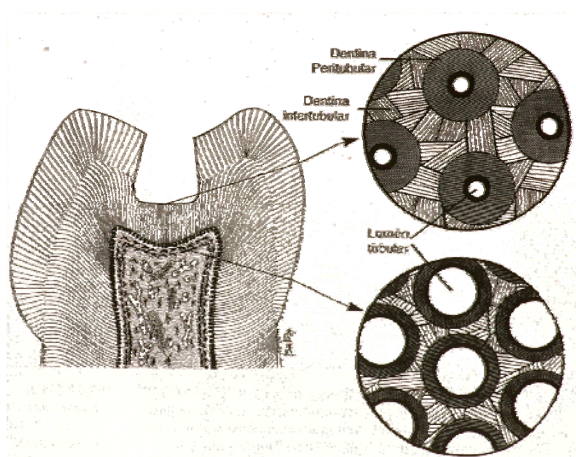


Fig 6. Diferencias entre dentina peritubular e intertubular. Imagen tomada del libro Fundamentos en Odontología Operatoria. Schwartz R, Summitt J, Robbins W. 1 ed. Caracas:Actualidades Médico Odontológicas;1999.

Anatómicamente, este sustrato se divide en dentina superficial y dentina profunda. La dentina superficial, es la dentina más cercana al límite amelodentinario y está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno, que la dentina profunda, la cual posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos y menor porcentaje de colágeno. En la cercanía a la unión amelodentinaria existen aproximadamente 15.000 túbulos/ mm^2 con 0.9 micrómetros de diámetro, mientras que en la cercanía de la pulpa existen alrededor de 60.000 túbulos/ mm^2 con un diámetro de 3.0 micrómetros. El porcentaje que ocupa la dentina intertubular en la zona amelodentinaria es del 96% y 12% en la cercanía de la pulpa dental, por otro lado, el área ocupada por los túbulos abiertos en la zona o límite esmalte – dentina es del 1 – 3%, mientras que cerca de la pulpa es del 22 - 25%.

Tomando en cuenta la morfología dentinaria, se establece que los fenómenos adhesivos se generarán de manera idónea en la dentina superficial y media, porque en la dentina profunda (Dentina hidratada – saturada), el porcentaje agua – fibras colágenas son inversamente proporcionales, es decir, el contenido de agua aumenta a medida que la dentina es más profunda, mientras disminuye el porcentaje de fibras de colágeno (tipo I, IV, V), lo cual es contraproducente para lograr una adhesión efectiva, porque la unión micromecánica se produce con la red colágena, previa desmineralización.

3.3.3 Dentina húmeda versus dentina seca.

Los sistemas adhesivos de algunas generaciones anteriores presentaron un pobre comportamiento clínico, principalmente porque sus agentes adhesivos eran resinas hidrofóbicas, actuando en un sustrato dentinario húmedo por la presencia de fluido tubular. De allí que generaciones posteriores desarrollaran sistemas adhesivos en base a monómeros hidrofílicos para que pudiesen actuar en un medio húmedo (29). Es muy difícil mantener seca la dentina porque existe un suplemento continuo de fluidos a través de los túbulos dentinarios. Aunado a esto, la aplicación de un agente ácido sobre el sustrato dentinario que logra la remoción de la capa de detritus dentinaria y de la

dentina peritubular, también incrementa la apertura de los túbulos dentinarios del 10 al 25% con lo cual se aumenta la presencia de humedad.

La incorporación de agentes volátiles permitió la humectación de la dentina por los monómeros hidrofílicos con más facilidad (30). Estos agentes volátiles como acetona o alcohol, actúan levantando el agua por presión y favorecen la volatilización del agua casi al nivel de ellos. La mezcla de acetona-resina o de alcohol-resina, al contacto con agua, reduce la tensión superficial de la dentina humectando el área cubierta por la humedad y empuja hacia afuera el agua al mismo tiempo en que los monómeros actúan sobre la superficie (31). Este fenómeno se produce cuando se establece un equilibrio entre las funciones del imprimador, del agua y de la resina adhesiva. El remanente de agua y solvente en el imprimador, son eliminados por secado dejando una capa de imprimador sobre el sustrato dentinario, que favorece el contacto de la resina adhesiva y evita la interacción con agua (30). La presencia de agua en el sustrato dentinario, se vuelve necesaria al utilizar estos sistemas adhesivos, ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de dentina después del grabado con ácido y evita que exista un colapso de las fibras de colágeno (32).

Con estos sistemas adhesivos, se debe evitar efectuar un secado muy agresivo. Cuando se reseca en exceso la dentina acondicionada, se produce el colapso inmediato de las fibras de colágena sellando automáticamente las microporosidades y los canales abiertos por el grabado ácido, creando un sustrato que es difícil penetrar y de humectar por los agentes adhesivos (33).

Por esta razón Van Meerbeek y colaboradores (30) consideran fundamental mantener la elasticidad y permeabilidad dentinaria con la finalidad de lograr una correcta hibridación del sustrato, donde el adhesivo que se infiltra en la red colágena una vez polimerizado genere un sistema de interdigitación (traba micromecánica) entre ambos sustratos adherentes, este fenómeno de imbricación entre el adhesivo, proteínas colágenas – no colágenas y el componente inorgánico de la dentina es lo que Nakabayashi y colaboradores en 1980 describieron como capa híbrida.

3.4 CAPA HÍBRIDA

El resultado del proceso de difusión e impregnación de monómeros dentro de la sub-superficie de la dentina pre-tratada como sustrato y su polimerización es lo que se conoce como capa híbrida. Esta capa fue descrita en 1980 por Nobuo Nakabayashi quien observó una capa de 3 a 6 μm después de aplicar un adhesivo basado en 4 meta a la superficie dentinaria acondicionada con una solución de ácido cítrico y cloruro férrico (34). Sobre este hallazgo se planteó la teoría de hibridación dentinaria, la cuál sostiene que la adhesión a dentina por polímeros se da por un mecanismo de retención micro-mecánico de la resina en la red de fibras colágenas de la dentina desmineralizada, en la cual luego de infiltrarse en consistencia fluida y adoptar consistencia rígida por polimerización queda trabada formando una capa híbrida resina - colágeno.

Nakabayashi la llamó capa híbrida por estar ésta constituida por colágeno y resina pero otra sinonimia como zona de ínter-difusión de resina con la dentina, dentina infiltrada con primer-resina, capa de dentina impregnada con resina, zona de interdifusión o zona de interpenetración es empleada para referirse al mismo fenómeno (35). La creación de una capa híbrida, durable, insoluble y resistente a los ácidos, es fundamental para el proceso de adhesión a la estructura dental. Obtener esta capa híbrida ha demostrado ser una vía adecuada para sellar la interfase y eliminar la micro-filtración resistiendo los efectos de las fuerzas generadas durante la contracción de polimerización (36).

3.4.1 Formación de la capa híbrida.

La remoción de la capa de detritus por la acción de agentes ácidos y la consecuente preparación de las fibras colágenas de la dentina con productos que contienen monómeros hidrofílicos (primers), son dos pasos necesarios para poder generar las condiciones necesarias que permitan la creación de la capa híbrida. Carlos Carillo (34), en su revisión acerca de la capa híbrida, proporciona una descripción de sucesos que se dan para la formación de la misma;

- La capa de detritus dentinaria se remueve por medio de la aplicación de ácidos o agentes quelantes del calcio que descalcifican la capa superficial de la dentina a cierta profundidad.
- La descalcificación de la dentina intertubular expone un residuo proteínico de fibras de colágeno. La matriz de colágeno se encuentra normalmente sostenida por fracciones inorgánicas que una vez que se descalcifican pueden causar el colapso de las fibras de colágeno.
- La aplicación efectiva de imprimadores que contienen monómeros hidrofílicos pueden alterar o modificar el posicionamiento de las fibras colágenas, así como su elasticidad y humectabilidad de tal manera que favorezca una mejor penetración de las resinas adhesivas.
- La aplicación de monómeros ensancha los espacios interfibrilares del colágeno, levantando la espesura de las fibras de colágeno para mantener y sostener su nivel original
- Los monómeros hidrofílicos actúan como receptores para la co-polimerización de la resina adhesiva que se aplicará posteriormente y que resulta en una ínter-unión entre el colágeno de la dentina y el material de resina adhesivo y material restaurador, formando la capa híbrida (zona de interdifusión resina-dentina).

Las fibras colágenas sobre las que se va a formar la capa híbrida, se encuentran ligeramente compactadas y en ocasiones muy sueltas y sin soporte. Por eso, es importante aplicar los monómeros hidrofílicos posteriormente al acondicionamiento de la dentina y antes de la aplicación de la resina adhesiva.

Cuando no se aplica un primer, las fibras colágenas presentan un patrón muy denso, que no puede ser fácilmente penetrado por la resina adhesiva. Las fibras de colágeno, tienden a colapsarse cuando pierden su soporte inorgánico. La explicación a este colapso de las fibras, se debe a que las fuerzas de la tensión superficial en la interfase aire-líquido genera una fuerza que provoca que la matriz de colágeno se aplane y con el propio peso se colapse. Cuando esta capa se cubre por resina hidrofílica, ésta penetra y se coloca por debajo de la interfase aire líquido y le permite recobrar su espesor. Otra forma de evitar que las fibras colágenas se colapsen es mantener el sustrato dentinario húmedo. Clínicamente esto es muy difícil de describir, o de poder detectar qué grado de

humedad es el adecuado después de lavar el ácido grabador y antes de recibir a la resina hidrofílica.

Según Finger y Balkenhol (37), morfológicamente la capa híbrida se divide en tres zonas:

- a) Cuerpo principal: es el área más extensa y superficial de la capa híbrida, la cual está limitada periféricamente por el tejido dental (esmalte, dentina y/o cemento).
- b) Zona de penetración transdentinaria: Es el tag de resina propiamente dicho, éste puede llegar a medir aproximadamente entre 3 – 11 micras. Se reconoce como la unidad morfo-funcional de la capa híbrida, porque es la zona de la cual depende principalmente la retención micro-mecánica del adhesivo, además de ser la encargada de sellar los túbulos dentinarios e impedir la posterior contaminación del substrato dentinario; por lo tanto, esta zona guarda relación directa con el complejo dentino – pulpar.
- c) Zona de penetración interdentinaria: Se refiere a los microtags de resina que se forman lateralmente a los tags principales, son pequeñas ramificaciones de las interdigitaciones de resina de mayor diámetro. Según Van Meerbeek y colaboradores (38), la zona de penetración intradentinal es una versión micro de la capa híbrida.

3.5 CLASIFICACIÓN DE LOS ADHESIVOS CONTEMPORÁNEOS.

3.5.1 Clasificación de los adhesivos según su generación.

Una de las clasificaciones más empleadas en el medio científico – tecnológico se basa en la aparición cronológica de los sistemas adhesivos en el mercado odontológico y se considera que existen seis o siete generaciones (39). Los adhesivos dentinarios han aparecido y continúan haciéndolo de manera frecuente y cada fabricante nombra el suyo como de última generación.

Primera generación

A principios de los sesenta Michael G. Buonocore hizo los primeros intentos para lograr adhesión a la dentina, siguiendo los mismos principios utilizados en el desarrollo de adhesión a esmalte, pero utilizando ácidos más débiles para el acondicionamiento del sustrato. La resistencia a la unión de esta técnica fue de entre 2 y 3 Mpa, pero descendiendo considerablemente en cuanto entraba en contacto con agua (40).

Segunda generación

Los sistemas adhesivos de la segunda generación demostraron un incremento en su unión tanto a esmalte como a dentina y es cuando se empiezan a reconocer esta generación como sistemas adhesivos a esmalte y dentina. La búsqueda de adhesión de la mayoría de los sistemas adhesivos de esta generación se basaba en la reacción fosfato/calcio (unión iónica) pero utilizando una resina dimetacrilato en el adhesivo, en lugar de las resinas BISGMA utilizadas con los sistemas previos(40). Este cambio significó un aumento en la resistencia a la unión, pero con muchos fracasos clínicos producto de la hidrólisis de la débil reacción fosfato-calcio. Los sistemas adhesivos de las dos primeras generaciones utilizaban agentes hidrofóbicos diseñados para promover una unión iónica a la hidroxiapatita como principal componente de la capa de detritus dentinaria. El comportamiento de estos sistemas adhesivos dependía de la búsqueda de adhesión a la capa de detritus dentinaria y estaba limitada a la relativa retención de ésta con la dentina superficial. Los valores de unión de estos sistemas fueron de entre 4 y 6 Mpa y se llegaron a considerar como valores altos de adhesión.

Tercera generación

La tercera generación de adhesivos se introdujo en el mercado americano al final de la década de los ochenta, Este nuevo sistema adhesivo se basaba principalmente en la remoción parcial o modificación del barrillo dentinario, que permitía la penetración de la resina adhesiva a la dentina subyacente. La utilización de imprimadores (primers) para la preparación de la superficie de la dentina para obtener una mejor humectación del adhesivo fue uno de los avances más importantes registrados en esta generación de adhesivos. Los imprimadores, en cierta forma son ácidos débiles o una mezcla de ácidos a baja concentración, pero con la suficiente capacidad para remover, alterar, o modificar la capa de detritus dentinaria que se localiza sobre la superficie de la dentina(41). Los imprimadores, compuestos con monómeros hidrofílicos, se utilizan después del

acondicionamiento de la dentina con agentes ácidos débiles, que se encargan de remover o alterar la capa de detritus dentinaria y preparar el sustrato dentinario. La obtención de adhesión eficiente con estos sistemas adhesivos, recaía principalmente en la interacción mecánica del adhesivo a la dentina.

Clínicamente estos adhesivos mejoraron la retención y la integridad marginal, en comparación con la generación anterior. Sus resultados clínicos aún no eran óptimos, pero en comparación con sus predecesores, estos últimos disminuyeron la filtración marginal, pero no la eliminaron (42). Como resultado del uso de estos sistemas adhesivos, se llegó a la idea de la formación de una Interfase híbrida.

Cuarta generación

Este sistema adhesivo aparece a principios de la década de los noventa y son llamados “three step” o “tres-pasos” o también sistemas adhesivos de grabado total. Su mecanismo de acción consta de tres pasos, acondicionamiento, aplicación de un Primer y por último el adhesivo. Los sistemas adhesivos de esta generación con una técnica menos sensible que sus predecesores demostraron resultados más homogéneos y valores de 12 a 22 Mpa, que ofrecían una posibilidad mayor de éxito clínico. El desarrollo de la capa híbrida, que se obtiene del manejo adecuado de estos sistemas adhesivos en el sustrato dentinario es el recurso más importante para obtener valores altos de adhesión y buen sellado de la interfase material restaurador-dentina (43).

La presencia de la capa híbrida aumenta la habilidad de estos sistemas de adhesión de unirse efectivamente al sustrato dentinario para sellar la superficie de la dentina eliminando casi por completo el flujo de fluidos en la interfase y disminuyendo la sensibilidad postoperatoria propia de estos procedimientos operatorios. La formación de la capa híbrida actúa como una efectiva barrera fisiológica contra la invasión de microorganismos o de los componentes químicos del material restaurador (33).

Quinta generación

Esta generación de adhesivos se caracterizó por la consolidación de la formación de la capa híbrida y la búsqueda de adhesión química, pero con la idea de la simplificación de la técnica de la generación anterior que se caracterizaba por constar de tres pasos. La idea de simplificar la técnica, se basa principalmente en buscar una técnica menos

sensible y más rápida en la obtención de adhesión, con un menor número de pasos clínicos (32).

La mayoría de los sistemas adhesivos de quinta generación utilizaban el grabado o acondicionamiento simultáneo de la dentina y el esmalte (grabado total) y el sistema de “una botella” (one bottle) que contiene el imprimador y la resina adhesiva juntos y que se aplicaba después del grabado en un solo paso. Algunos sistemas incorporaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva (33). La capacidad de penetración y de encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de los dos materiales, es el factor primordial para el éxito de los adhesivos y el buen comportamiento clínico de las restauraciones de resinas compuestas.

Su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina, pueden requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa. Muchos de estos adhesivos se encuentran actualmente disponibles, incluyendo Prime & Bond NT (Dentsply Caulk), Single Bond (3M), Optibond Solo (Kerr) y One-Step (Bisco).

Sexta generación: adhesivos de autograbado.

Hoy en día el desarrollo de los adhesivos dentinarios está orientado a simplificar los pasos operatorios, disminuyendo etapas en la técnica, y a solucionar problemas como la sensibilidad post-operatoria de los sistemas adhesivos con grabado ácido total de cuarta y quinta generación de adhesivos dentinarios. Los últimos sistemas adhesivos que han aparecido en el mercado son los sistemas autograbantes, que no requieren un grabado ácido previo a su aplicación. En este tipo de adhesivos no se elimina el barrillo dentinario o (*smear layer*) se infiltra, produciéndose un acondicionamiento dentinario a través del smear layer. En esta generación de adhesivos encontramos básicamente dos tipos, los imprimadores ácidos o *primers autograbantes* (two-step o dos pasos) y los todo en uno *Adhesivos autograbantes* (all-in-one-materials) (44).

Aunque esta clasificación no permite que los sistemas adhesivos sean categorizados con un criterio objetivo y científico todavía es empleada y aceptada por algunos odontólogos. Otra clasificación utilizada es la que hace referencia al número de pasos

clínicos y constitución física del sistema adhesivo: multibotellas, multifrascos o multicomponentes y monobotella o monofrasco o monoccomponentes. Cuando se hace referencia a los sistemas multicomponentes o monoccomponentes, se hace alusión a la presentación física del sistema, es decir, a la cantidad de botellas que constituye el sistema adhesivo.

Se denominan sistemas multicomponentes aquellas presentaciones comerciales de adhesivo convencionales que están constituidos por más de un bote. En este caso los fabricantes presentan el primer en una botella separado del adhesivo, con la finalidad, de que el primer asegure la eficiente humectabilidad de las fibras de colágeno que han sido expuestas previamente por el agente acondicionador, transforme el estado hidrofílico de los tejidos en hidrofóbico y facilite la entrada del adhesivo entre los canales interfibrilares (25).

Una vez que se ha agotado el tiempo de imprimación se aplica el adhesivo que deberá rellenar todas las irregularidades creadas por el agente acondicionador y sellar todos los túbulos dentinarios que se abrieron previamente por la sustancia desmineralizadora. La polimerización inicial y avanzada estabilizará la capa híbrida formada, al igual que la co-polimerización que se logre entre la resina compuesta y el adhesivo (37, 45).

3.5.2 Clasificación de los adhesivos según la estrategia de adhesión utilizada.

Desde el año 2001 Van Meerbeek y colaboradores (46) comenzaron a proponer un sistema de clasificación que se sustenta primordialmente en la estrategia o mecanismo de adhesión utilizado, resumiendo así la diversidad de sistemas que se encuentran en el mercado dental que son capaces de promover la adhesión dental. Basados en la estrategia de adhesión tres mecanismos de adhesión están actualmente en uso con los sistemas adhesivos emergentes. Según la estrategia o mecanismo de adhesión utilizado los adhesivos contemporáneos se clasifican en:

- 1- Sistemas adhesivos de grabado y lavado o de grabado total.
- 2- Sistemas adhesivos autograbantes.

3- Ionómeros de vidrio.





	Tipo	Nombre comercial (fabricante)	Componentes		
			1	2	3
Grabado total o Grabado y lavado	Multi-frasco 	Adper Scotchbond Multi-purpose (3M ESPE) All-Bond 2 (Bisco Inc.)	Ácido Fosfórico	Imprimador Hidrofílico	Resina adhesiva
	Una botella 	Adper Single Bond Plus (3M ESPE) Excite (Ivoclar Vivadent) One-Step Plus (Kerr Co.) Prime&Bond NT (Dentsply) XP Bond (Dentsply)	Ácido Fosfórico	Combinados (Imprimador Hidrofílico+ Resina adhesiva)	
Autograbado	Dos pasos 	AdheSE (Ivoclar Vivadent) Clearfil SE Bond (kuraray) OptiBond Plus SE (Kerr Co.)	Primer autograbante		Resina adhesiva
	Un solo paso 	Adper Prompt L-pop (3M ESPE) G-Bond (GC América) iBond (heraeus Kulzer) Xeno IV (Dentsply)	Todo en uno Primer autograbante + Resina adhesiva		

Fig 7. Clasificación de adhesivos contemporáneos.

1.- Sistemas adhesivos de grabado y lavado o de grabado total.

En este tipo de sistema el diente se graba con ácido ortofosfórico (30-40%) y se lava. Posterior al acondicionamiento se realiza la imprimación y la aplicación de una resina adhesiva resultando en un procedimiento de aplicación convencional de tres pasos. Esta técnica de grabado y lavado genera proyecciones de resina que se forman a través de la polimerización *in situ* de la resina dentro de los poros o espacios creados por el ácido en el esmalte, de tal modo que envuelve individualmente cristales de hidroxiapatita expuestos. En dentina el principal mecanismo de adhesión de los adhesivos de grabado y lavado está basado en la difusión y depende de la hibridación o de entramado micro-mecánico de la resina con las fibras de colágeno expuestas. Sistemas adhesivos de dos pasos simplificados de grabado y lavado combinan el primer y el adhesivo en una botella y por ende en una aplicación (frecuentemente referidos como adhesivos de una botella).

2- Sistemas adhesivos autograbantes.

Los adhesivos autograbantes usan monómeros ácidos no lavables que simultáneamente condicionan e impriman la dentina. El diente no se lava lo cual no sólo disminuye el tiempo clínico de aplicación, también reduce significativamente la sensibilidad de la

técnica o el riesgo de cometer errores durante su aplicación. Hay básicamente dos tipos de adhesivos autograbantes: adhesivos autograbantes fuertes y suaves. Los adhesivos autograbantes fuertes tienen un pH bajo menor de 1 y se ha observado un mecanismo adhesivo con una morfología similar a la que se produce con los adhesivos de grabado y lavado.

El mecanismo adhesivo subyacente de los adhesivos autograbantes fuertes está basado principalmente en la difusión, similar a la aproximación de los de grabado y lavado. Adhesivos autograbantes suaves tienen un pH aproximado de 2 y solo disuelven parcialmente la superficie dentinaria dejando una cantidad importante de hidroxiapatita remanente disponible dentro de la capa híbrida. La adhesión es obtenida micro-mecánicamente bajo hibridación y por la interacción química adicional de grupos específicos de monómeros funcionales fosfato o carboxilo con la hidroxiapatita residual (47).

3- Ionómeros de Vidrio.

El ionómero de vidrio se considera todavía como el único material que se auto adhiere a la estructura dental (48). Sin embargo se recomienda un corto pre-tratamiento con ácido poliacrílico, resultando en una aproximación a la estrategia de dos pasos. El acondicionador de ácido poliacrílico limpia la superficie del diente; remueve la capa de barrillo dentinario y expone las fibras colágenas alrededor de 0.5 a 1 micra de profundidad. El ionómero de vidrio establece una adhesión micro-mecánica siguiendo el principio de hibridación. Una adhesión química adicional se obtiene por interacción iónica de grupos carboxilos del ácido poli-acrílico con el calcio de la hidroxiapatita que permanecen unidos a las fibras colágenas (49).

3.6 COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LOS ADHESIVOS DE QUINTA GENERACIÓN O DE GRABADO TOTAL DE UN SOLO ENVASE.

El mecanismo de acción de los sistemas adhesivos de quinta generación o con técnica de grabado ácido total es el mismo que poseen los sistemas adhesivos de cuarta generación o de tres botellas, pero en dos pasos y no tres como éstos últimos. En los dos

pasos de la técnica, ocurren tres procesos: el acondicionamiento, la acción del Primer y la acción del adhesivo (46). El primer componente a considerar es el **Acondicionador de dentina** que usualmente es ácido ortofosfórico al 37% (50) y su función aparte de remover el barrillo dentinario, abrir los túbulos dentinarios, aumentar la permeabilidad de la dentina es producir la descalcificación de la dentina peritubular e intertubular. Posteriormente la superficie grabada se lava para eliminar restos de ácido y de hidroxiapatita, manteniendo la humedad de la dentina, que es la principal responsable de la integridad de la malla de colágeno, impidiendo su colapso. Si la superficie dentinaria se reseca, el agua que soporta la malla de colágeno se evapora causando su colapso y reduce el espacio entre las fibras de colágeno, disminuyendo la posibilidad de que un adhesivo se infiltre dentro de esta malla (51).

Una vez se ha grabado la superficie dentinaria se debe aplicar el adhesivo pero la unión del adhesivo a la dentina se ve dificultada por un problema de compatibilidad química, ya que los adhesivos son hidrofóbicos y la dentina hidrofílica, por la presencia de agua. El adhesivo es una **resina sin relleno hidrofóbica**, que generalmente es BIS-GMA o UDMA. En el caso de los adhesivos dentinarios de quinta generación, a esta resina hidrofóbica se le han adicionado moléculas con **grupos hidrofílicos**, tales como el HEMA, que cumple la función del **Primer**, es decir, es capaz de unir la resina adhesiva hidrofóbica a la dentina húmeda hidrofílica. El agente adhesivo es polimerizado, para formar una capa interdigitada de fibras de colágeno y resina llamada “*capa híbrida*” capaz de saturar la red de fibras colágenas y establecer un espesor que sea capaz de absorber tensiones y proteger la unión adhesiva de la separación provocada por la contracción de polimerización del composite restaurador. Para facilitar la difusión de la resina por el entramado colágeno los adhesivos van disueltos en un vehículo de transporte llamados **solventes**. Los más utilizados son el etanol, acetona, agua y recientemente el terbutanol. En la tabla 2 se reflejan las constantes físico-químicas de estos solventes.

NOMBRE	FÓRMULA	PESO MOLECULAR (g/mol)	PUNTO DE EBULLICIÓN(°C)	PUNTO DE FUSIÓN(°C)	DENSIDAD (g/cm ³)	OBTENCIÓN	POLARIDAD (Debye)
Alcohol tert-butílico; 2 metil-2-propanol; trimetil carbinol	(CH ₃) ₃ COH	68	82,41	25,7	0,78086	Por hidratación catalítica del isobutileno	1,1562
Acetona, 2-Propanona	CH ₃ COCH ₃	58	56,5	-94	0,788	Por síntesis de isopropanol	2,728
Etanol	C ₂ H ₅ OH	46	78,5	-114,1	0,789	Fermentación de azúcares y carbohidratos	1,530

Tabla 2. Constantes físico-químicas de los solventes.

Con la intención de fortalecer la interfase y de compensar la contracción por polimerización algunos adhesivos incorporan **micro-partículas y nanopartículas de relleno**, que por lo general es vidrio o sílice coloidal. Sin embargo a mayor cantidad de relleno menor fluidez y menor humectancia. La conversión de monómeros a polímeros generalmente se da por un catalizador que en las resinas fotopolimerizables es la canforoquinona y en los adhesivos de polimerización química un complejo amina peróxido.

Aunque esta composición ha permanecido en el transcurrir del tiempo con pocas modificaciones, la aparición de un nuevo sistema adhesivo con base alcohólica (terbutanol) conlleva a la evaluación del nuevo sistema adhesivo Xp Bond (Dentsply). Para esta evaluación empleamos la prueba de microtensión pre y post envejecido, el ensayo de microfiltración, el análisis de la interface diente resina y el análisis teórico de interacción química, con la finalidad de determinar la fuerza de adhesión de este sistema para luego compararlo con otros adhesivos de 5^{ta} generación o adhesivos de una botella de grabado total.

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO

4. HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Hipótesis nulas:

- 1) La fuerza de adhesión inmediata y postenvejecido del Xp Bond es inferior a los sistemas grabado total de un solo envase Prime Bond Nt y Excite cuando son aplicados a dentina seca y a dentina húmeda.
- 2) El grado de microfiltración del sistema adhesivo Xp Bond es Superior a los sistemas adhesivos de grabado total de un solo envase Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados a dentina húmeda y seca en cavidades clase V.
- 3) La zona de ínter-difusión del sistema adhesivo de grabado total Xp Bond presenta estructuras anatómicas menos pronunciadas que los sistemas adhesivos Prime Bond Nt y Excite.
- 4) Las interacciones moleculares del sistema adhesivo Xp Bond, con el colágeno de la dentina parcialmente desmineralizada, son menos estables que las generadas por los sistemas adhesivos Prime Bond Nt y Excite.

Hipótesis alternativas:

- 1) La fuerza de adhesión inmediata y post envejecido del Xp Bond, es superior a los sistemas grabado total de un solo envase Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados a dentina seca y a dentina húmeda.
- 2) El grado de microfiltración del sistema adhesivo Xp Bond, es inferior a los sistemas adhesivos de grabado total de un solo envase Prime Bond Nt y Excite, cuando son aplicados a dentina húmeda y seca en cavidades clase V.
- 3) La zona de ínter-difusión del sistema adhesivo de grabado total Xp Bond presenta estructuras anatómicas más pronunciadas que los sistemas adhesivos Prime Bond Nt y Excite.
- 4) Las interacciones moleculares del sistema adhesivo Xp Bond, con el colágeno de la dentina parcialmente desmineralizada, son más estables que las generadas por los sistemas adhesivos Prime Bond Nt y Excite.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

MATERIAL Y MÉTODOS

Con el propósito de valorar el desempeño de los sistemas adhesivos de grabado total XP Bond, Prime Bond Nt y Excite, se ejecutaron las siguientes pruebas de monitoreo *in Vitro*:

1. Prueba de resistencia a la micro-tracción inmediata y post envejecido.
2. Prueba de micro-filtración empleando el envejecido bajo termociclado.
3. Evaluación de la micro-morfología de la zona de interdifusión a través del microscopio electrónico de barrido.
4. Ensayo teórico de interacción química entre elementos básicos empleando el Software de simulación Mopac.

5.1 – Prueba de resistencia a la micro-tracción inmediata y post envejecido.

Selección de la muestra

Para este estudio se seleccionaron 90 terceros molares humanos extraídos por diversos motivos y se almacenaron en solución de Cloramina T al 0,05% a temperatura ambiente (ver fig 8). Los criterios de inclusión fueron, que no presentasen alteración en su integridad anatómica, que estuviesen libres de caries y que no presentaran obturaciones de ningún tipo. Los molares se limpiaron con un cepillo de cerdas y solución acuosa de piedra pómez.



Fig 8. Dientes extraídos y almacenados en Cloramina T.

Preparación de la muestra

Los dientes se montaron en cubos acrílicos para facilitar el manejo durante la preparación de la muestra. El esmalte oclusal, se eliminó bajo refrigeración en la recortadora de modelos con el disco de carborundo, hasta obtener una superficie dentinaria plana paralela a la superficie oclusal (fig 9). Estos especímenes fueron inspeccionados con lentes de magnificación, (Lupas binoculares Heine HR de 2,5x Alemania Munich) para comprobar la presencia o no de esmalte remanente.



Fig 9. Eliminación del esmalte oclusal en la recortadora de modelo Drillco de 700 watts.



La superficie dentinaria expuesta fue pulida con series de papel de lija de agua Wetordry THREE-M-ITE de 180, 400, 500 y 600 grit con la finalidad de proporcionar una capa de barrillo dentinario homogénea (ver fig 10).



Fig 10. Lija de agua Wetordry THREE-M-ITE DE 180, 400, 500 y 600 GRIT.

Procedimiento adhesivo y aplicación del composite

Los molares se dividieron aleatoriamente en seis grupos experimentales de 15 dientes cada uno. Para este trabajo de investigación se emplearon 3 sistemas adhesivos de grabado total de una sola botella el Xp Bond, el Excite y el Prime and Bond NT, aplicados según las instrucciones del fabricante (Ver tabla 3).

Fabricante	Adhesivo	Clasificación	Composición	Indicaciones del fabricante.
Dentsply De Trey		Grabado total de un solo envase	PENTA, TBC, UDMA, TEGMA sílice amorfa funcional nanorelleno. HEMA T- butanol	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplique el ácido grabador por 15 seg. 2. Lave el ácido grabador por 15 seg. 3. Remueva el exceso de agua. 4. Aplique el adhesivo y déjelo actuar por 20 seg. 5. Aplique aire gentilmente para evaporar el solvente. 6. Fotocure por 10 – 20 seg. 7. Aplique el material restaurador.
Dentsply De Trey		Grabado total de un solo envase	PENTA, Bis-TEGDMA, GMA, acetona, nanorelleno (dióxido de sílice amorfo 8 nm), resina R5-62-1, resina T, resina D, CQ.	Indicaciones <ol style="list-style-type: none"> 1. Aplique el ácido por 15 seg. 2. Lave el ácido grabador. 3. Aplique el adhesivo y seque para evaporar el solvente. 4. Fotocure por 10-20 seg. 5. Aplique el material restaurador.


Fabricante	Adhesivo	Clasificación	Composición	Indicaciones
Ivoclar Vivadent		Grabado total	<p>HEMA, Bis-GMA dimetacrilatos, acrilato de ácido fosfónico, dióxido de silicio altamente disperso, iniciadores y estabilizadores en solución alcohólica.</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplique el gel de ácido fosfórico durante 15 segundos. 2. Elimine el gel de grabado con agua en spray 3. Elimine el exceso de agua con la...Punta de evacuación de alto volumen. 4. Aplique el adhesivo con un micro aplicador en todas las superficies dentinarias preparadas por 10 seg. 5. Evapore el solvente por 3 segundos. 6. Polimerice por 10- 20 seg. 7. Aplique el material restaurador.

Tabla 3. Cuadro sinóptico de los distintos sistemas adhesivos empleados en este estudio.

La superficie dentinaria preparada se grabó con ácido fosfórico Total Etch® al 37% (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein Switzerland) durante 15 seg (ver fig. 11). Seguidamente se lavó con abundante spray de agua y aire durante 10 seg y se secó con un chorro de aire a una distancia de 10 cm hasta desecar la dentina para los grupos secos, y con una gasa ligeramente humedecida para los grupos húmedos dejando la superficie dentinaria visiblemente mojada como se explica a continuación:



Fig 11. Grabado ácido con ácido ortofosfórico al 37%.

Grupo 1: Xp Bond, (seco): Se aplicó Ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la superficie dentinaria, que luego fue lavada con agua y fuertemente secada con aire durante 10 segundos. La dentina se secó durante 10 segundos con una jeringa de aire a una distancia aproximada de 10 cm desde la superficie (técnica seca). A continuación se aplicó el adhesivo Xp Bond siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 2: Xp Bond (húmedo). Se aplicó Ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la superficie dentinaria, que luego se lavó con agua y se secó con una porción pequeña de gasa dejando una superficie visiblemente húmeda (técnica húmeda). A continuación se aplicó el adhesivo Xp Bond siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 3: Prime and Bond Nt, (seco): Los dientes se trataron de la misma manera que en el grupo 1, sólo que en este grupo empleamos como agente adhesivo el Prime and bond NT.

Grupo 4: Prime and Bond Nt (húmedo): Los dientes se trataron de manera similar que los del grupo 2 salvo que el agente adhesivo empleado en este caso fue Prime and Bond NT.

Grupo 5: Excite (seco) Las muestras se trataron de la misma manera que los grupos 1 y 3, sólo que en este grupo empleamos el adhesivo Excite.

Grupo 6: Excite (húmedo) Los dientes se trataron de manera similar a los grupos 2 y 4 solo que para este grupo empleamos el sistema adhesivo de grabado total Excite.

Para cada sistema adhesivo empleamos un composite de la misma casa comercial. Para los adhesivos de Dentsply fue Ceram duo dentina color A3 y Tetric Ceram del mismo color para el grupo del Excite. El composite se aplicó en capas incrementales a una altura de 5 mm en todos los grupos y cada capa se polimerizó por 20 segundos con una unidad de fotocurado (Blue phase C8, Vivadent Ivoclar) a 800 mW/cm² (ver fig.12).



Fig 12. Lámpara de Fotopolimerización Blue phase C8.

Un total de 90 dientes se prepararon, 30 para cada adhesivo y 15 para cada condición (Dentina Húmeda O seca) (fig.13).



Fig 13. Imagen de grupos preparados para ser cortados.

Prueba de resistencia adhesiva a la microtensión

Las muestras se almacenaron en agua a temperatura ambiente durante 24 h antes de ser seccionadas. Los dientes restaurados se montaron en una máquina de corte (Isomet

1000, Buehler Ltd, Lake bluff, IL,USA) donde un disco de diamante de 0.4 mm a baja velocidad con agua destilada como refrigerante, cortó los especímenes en pedazos de aproximadamente 1mm de grosor y de 10 mm de largo en dirección vestibulo-lingual y perpendicular a la interfase adhesiva).

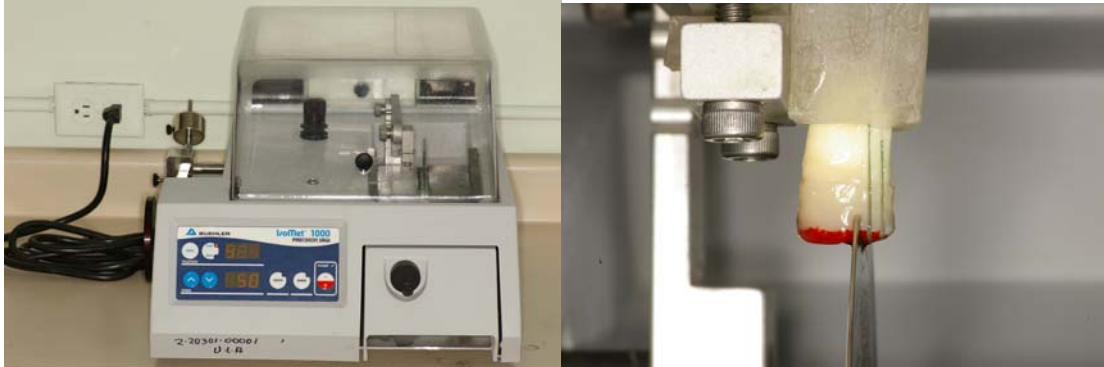


Fig 14. Sierra de precisión (Isomet 1000, Buehler Ltd, Lake bluff, IL,USA) .Momento en el que el diente es cortado para obtener las barras de 1 mm².

El diente restaurado después de ser seccionado en aproximadamente 8 porciones fue rotado en 90 grados y cortado nuevamente en dirección mesio-distal como se indica en la figura 15.

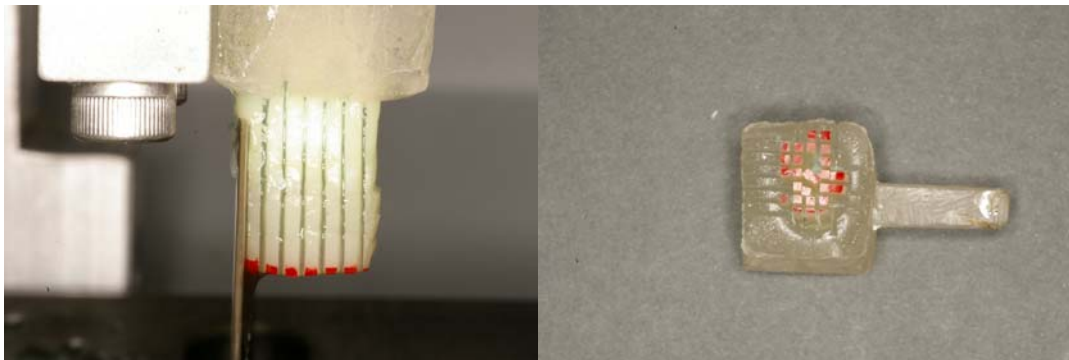


Fig 15. Cortes para obtener las barras de 1 mm².

Rectángulos de 1 mm² de ancho resultaron de esos dos cortes dejando dos brazos con una interfase de adhesivo en el medio (ver fig 17). Por un lado un brazo de composite de 5 mm y por el otro un brazo de dentina de 5 mm obtenido de un tercer corte (ver fig 18). Un total de 230 rectángulos de 1 mm² de ancho y 10 mm de largo resultaron del corte de estos molares. Se emplearon 120 para el ensayo de tracción inmediata y 96 para el ensayo de tracción post envejecido. Estas barritas se inspeccionaron con unas lupas binoculares Heine HR de 2.5 aumentos para asegurarnos de que estuvieran conformadas únicamente por dentina, adhesivo y composite.

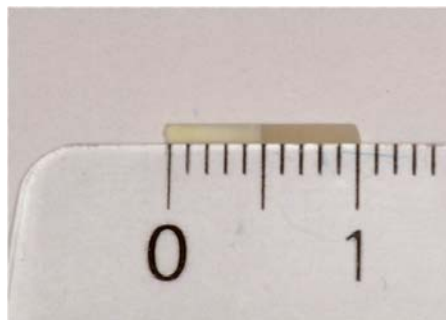


Fig 16. Tamaño de las probetas medidas en mm.

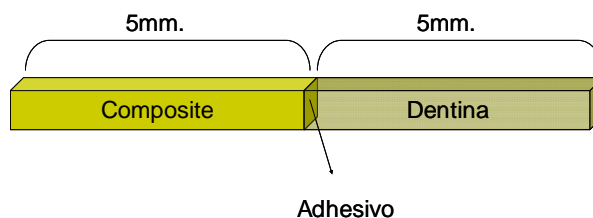


Fig 17. Representación esquemática de las probetas en forma rectangular.

Prueba de fuerza de adhesión inmediata.

Ciento veinte (120) barritas de 1 mm² de ancho y 10 mm de largo (n=20) se prepararon para la prueba de tensión. Unas tiras plásticas (Plakene tropic 111) de 0.5 mm de espesor y de 2 cm de longitud, por 1cm de ancho se confeccionaron. Sobre estas se pegaron con cianoacrilato (Loctite, España) los especímenes en el segmento de dentina

y de composite respectivamente en dos de sus caras dejando libre la interfase adhesiva. Para facilitar el centrado de la muestra en las tiras plásticas, se dibujó un cilindro de 1mm ubicado en el centro de uno de los extremos. En el extremo opuesto de la tira se realizó una perforación con la punta de un explorador caliente en un punto determinado por la intersección de dos líneas trazadas, una en sentido vertical y otra en sentido horizontal a 5mm de los bordes de la tira plástica. Por esta perforación pasamos un hilo de nylon 50-100 de 0.5 mm para formar un asa (ver figura 19).

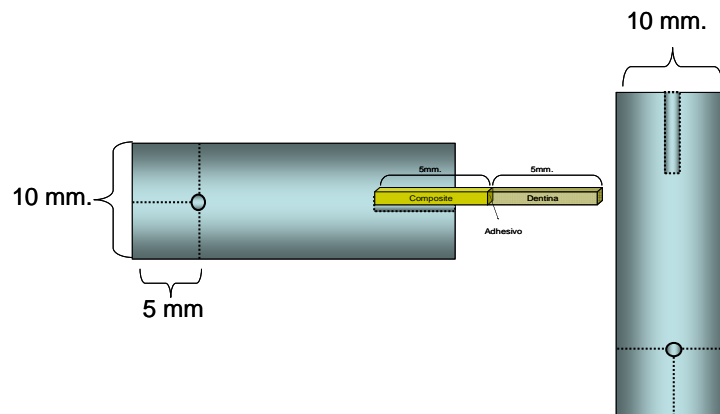


Fig 18. Representación esquemática de las tiras plásticas como sistema de sujeción.

Los muestras montadas en las tiras se sujetaron ala célula de carga de la máquina de pruebas universales (AGS-J Shimadzu Tokyo Japón), y ésta su vez se activó a una velocidad de 15 mm/min hasta alcanzar los 10 N para luego continuar a una velocidad de 5 mm/min. Los datos del Micro-Tensile Bond Strength. (MTBS) expresados en megapascales (MPa) fueron grabados. Estos resultados se obtuvieron de la división entre la fuerza impuesta en el momento de la fractura (pico de carga) por el área adherida (1 mm^2). Aquellos especimenes que se fracturaron durante el transporte y montaje se descartaron del estudio.



Fig 19. Máquina de pruebas universales (AGS-J Shimadzu Tokyo Japón).

Prueba de resistencia a la micro-tracción post envejecido.

Para este experimento se procedió de la misma manera que el ensayo anterior, solo que antes de ser traccionadas estas barritas de 1 mm^2 de ancho y 10 mm de largo ($n=16$), se colocaron individualmente en recipientes tipo ependorf de 0.5 ml con agua destilada y se termociclaron por 500 ciclos a un régimen de variación térmica de 5°C y 55°C por por 30 seg cada uno.

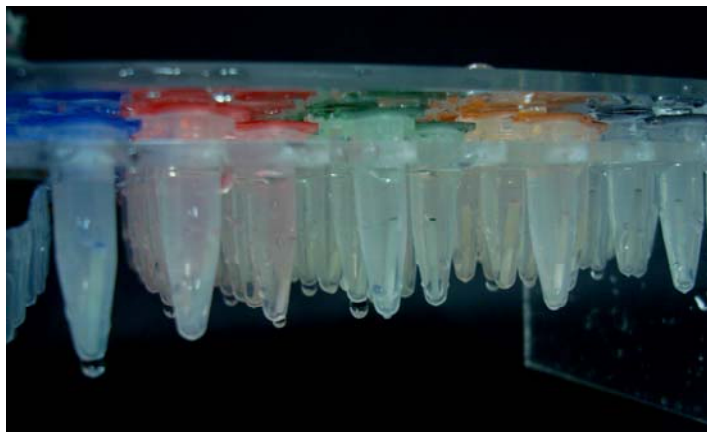


Fig 20. Especímenes almacenados en recipientes tipo ependorf de 0.5 ml con agua destilada.

(Para lograr esta variación térmica en los recipientes ependorf, el agua del tanque caliente se programó a 72°C y el de agua fría en 2°C donde las muestras permanecieron sumergidas por 1:45 segundos con un tiempo de transferencia de 3 segundos entre cada baño. Después de completar el termociclado las muestras fueron almacenadas en una estufa a 37°C por 45 días antes del test de micro-tensión. (MTBS). Seguidamente las muestras se traccionaron de la misma manera que en el ensayo de adhesión inmediata.



Fig 21. Tanques de agua caliente y agua fría.

5.2- Prueba de micro-filtración empleando el envejecido bajo termociclado de los especímenes.

Cuarenta y cinco (45) molares humanos no cariados extraídos por diversas razones fueron limpiados de tejidos blandos y almacenados en solución de cloramina T al 0.5% hasta el inicio del experimento. Todos los dientes fueron sellados en sus ápices con

ionómero de vidrio convencional tipo II (GC América Fuji II™). Seguidamente se prepararon 90 cavidades clase V con fresas cilíndricas de diamante (KG Sorensen Lote 0354/0903 N° 1095) a alta velocidad, refrigeradas con abundante agua. En cada grupo se realizaron 30 restauraciones, 15 en vestibular bajo dentina húmeda y 15 en lingual bajo dentina seca.

Preparación de los espécimenes:

En todos los grupos se prepararon cavidades clase V en las caras vestibulares y linguales con el margen gingival en cemento. Un rectángulo de 4mm de ancho por 3mm de largo se dibujó en una lámina transparente que luego fue recortada. Esta lamina plástica se superpuso sobre las caras vestibulares y linguales y con marcador de tinta indeleble se dibujó un rectángulo sobre la cara libre del diente dejándolo en su extremo gingival 1 mm aproximadamente en cemento. Con la finalidad de estandarizar la profundidad de la cavidad, la fresa fue pintada con un marcador de tinta indeleble en toda su parte activa excepto en su extremo dejando sin pintar una extensión de 2 mm en la punta de la fresa con la ayuda de un pie de rey digital Owin GmbH & Co. KG Stiftsbergstrabe 1 D-74172 Neckarsulm modelo (Z22855f112008-5). Cada fresa se utilizó para efectuar seis preparaciones antes de ser reemplazadas y todas las preparaciones fueron hechas por el mismo operador con la intención de asegurar tanta uniformidad es preparaciones como fuera posible



Fig 22. Rectángulo de 4x3 mm dibujado sobre la superficie vestibular de un molar inferior con ayuda de una lámina transparente.

Después de que las preparaciones se completaran los dientes fueron asignados al azar en tres grupos (G1, G2, y G3). Las cavidades preparadas se grabaron con ácido

ortofosfórico Eco Etch® al 37% (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein Switzerland lote k29862 Ref # 574151AN) durante 15 seg. Seguidamente se lavó con abundante spray de agua y aire durante 10 seg y se secó con un chorro de aire a una distancia de 10cm hasta desecar la dentina para los grupos secos, y con una gasa ligeramente humedecida para los grupos húmedos dejando la superficie dentinaria visiblemente mojada. Inmediatamente los adhesivos listados en la tabla 2, fueron aplicados de la siguiente manera:

Grupo 1: Xp Bond(seco): Se aplicó ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la cavidad, que luego fue lavada con agua y fuertemente secada con aire durante 10 segundos. La dentina se secó durante 10 segundos con una jeringa de aire a una distancia aproximada de 10cm desde la superficie (técnica seca). A continuación, se aplicó el adhesivo Xp Bond Universal total-etch adhesive (Lote 0802001143 Dentsply Caulk, Addlestone, England) siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 2: Xp Bond (húmedo). Se aplicó ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la cavidad, que luego se lavó con agua y se secó con una porción pequeña de gasa dejando una superficie visiblemente húmeda (técnica húmeda). A continuación se aplicó el adhesivo Xp Bond siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 3: Prime and Bond Nt (seco): Los dientes se trataron de la misma manera que en el grupo 1, sólo que en este grupo empleamos como agente adhesivo el Prime and bond NT Light Cure Dental Adhesive Lote 070723 Dentsply.

Grupo 4: Prime and Bond Nt (húmedo): Los dientes se trataron de manera similar que los del grupo 2 salvo que el agente adhesivo empleado en este caso fue Prime and Bond NT.

Grupo 5: Excite (seco) Las muestras se trataron de la misma manera que los grupos 1 y 3, sólo que en este grupo empleamos el adhesivo Excite Universal Dental Adhesive lote J06736 Ivoclar Vivadent.

Grupo 6: Excite (húmedo) Los dientes se trataron de manera similar a los grupos 2 y 4 solo que para este grupo empleamos el sistema adhesivo de grabado total Excite.

Para todos los sistemas adhesivos empleamos la resina compuesta Tetric N-Ceram color A3 (Ivoclar Vivadent Bänderstrasse Liechtenstein). El composite se calentó en una máquina esterilizadora (3M) y se aplicó bajo la técnica incremental oblicua en todos los grupos y cada capa se polimerizó por 20 segundos con una lámpara de fotopolimerización (Blue phase C8, Vivadent Ivoclar) a 800mW/cm². Finalmente las restauraciones fueron acabadas y pulidas con discos (3M™ ESPE™ Sof-Lex™ Finishing & Polishing System, Minnesota, United States).

Al finalizar las restauraciones, se inició el envejecimiento por termociclado de todos los grupos por 10.000 ciclos entre 5°C y 55 °C, con un tiempo de inmersión de 1min en cada baño y 30 segundos de intervalo entre baños.



Fig 23. Máquina de termociclado donde se ejecutaron 10.000 ciclos.

Prueba de penetración del tinte

Seguidamente se procedió a resellar los apices con ionomero de vidrio convencional tipo II, y los especímenes se protegieron 1mm alrededor de los márgenes gingivales de las cavidades con cinta adhesiva (Celoven CA Cagua - Venezuela), y seguidamente se sellaron en toda su superficie con tres capas de barniz de uñas (Revlon Red 680 U.S.A).

Posteriormente se removió la cinta adhesiva y se sumergieron en una solución de azul de metileno al 2% por 24 horas.



Fig 24. Especímenes con el margen gingival de la obturación expuesto.

Finalmente los dientes fueron seccionados transversalmente en sentido vestíbulo lingual con un disco diamantado (BUEHLER R SERIES 15 LC DIAMOND No 11-4276, 6'' Dia. X 0.020'' (15.2 cm x 0.5 mm) a baja velocidad. Estas hemisecciones de cada diente se examinaron utilizando Microscopio SZ-PT Olympus Japan 40x de aumento para determinar la penetración del azul de metileno empleando los siguientes parámetros:

Arbitrariamente la evaluación de filtración fue hecha usando una escala de severidad de 4 puntos.

0 = Ninguna filtración.

1 = Filtración que se extiende a la mitad de la pared gingival: Leve

2 = Filtración que se extiende por toda la pared gingival: Moderada

3 = Filtración que se extiende por toda la pared gingival incluso hasta la pared axial: Severa.

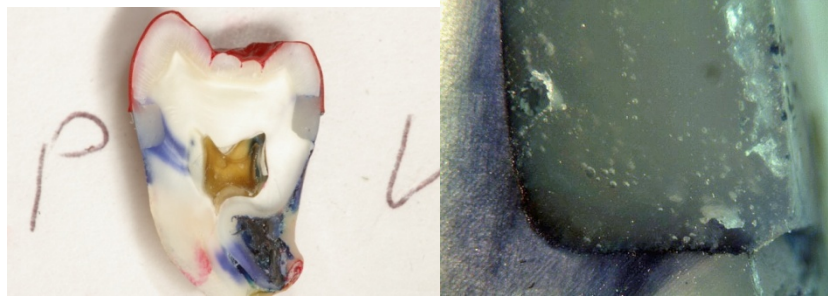


Fig 25. Hemisección del molar 1,5X de aumento donde se puede apreciar la penetración del azul de metileno (Izquierda). Fotografía de la restauración a 40X de aumento donde se observa una filtración severa o grado 3 (Derecha).

Tres evaluadores se calibraron en el uso de la escala de valores y en el caso de discrepancias, las muestras fueron evaluadas nuevamente hasta alcanzar un consenso. Finalmente estos hallazgos se almacenaron y analizaron con un test de chi cuadrado empleando el software statgraphics Versión 5.1.

5.3.- Evaluación de la micro-morfología de la zona de interdifusión a través del microscopio electrónico de barrido.

Selección de la muestra

Para este estudio se seleccionaron 30 terceros molares humanos extraídos por diversos motivos. Estos se almacenaron en solución de Cloramina T al 0,05% a temperatura ambiente. Los criterios de inclusión fueron que no presentasen alteración en su integridad anatómica, que estuviesen libres de caries y que no presentaran obturaciones de ningún tipo. Los molares se limpiaron con un cepillo de cerdas y solución acuosa de piedra pómez.



Fig 26.Dientes extraídos almacenados en cloramina T.

Preparación de la muestra

Los dientes se montaron en cubos acrílicos para facilitar el manejo durante la preparación de la muestra. El esmalte oclusal, se eliminó hasta la mitad de la corona clínica bajo refrigeración en la recortadora de modelos con el disco de carborundo hasta obtener una superficie dentinaria plana paralela a la superficie oclusal. Los especímenes fueron inspeccionados con lentes de magnificación, (Lupas binoculares Heine HR de 2,5x Alemania Munich) para comprobar la presencia o no de esmalte remanente. Esta superficie dentinaria expuesta se pulió con series de papel de lija de agua Wetordry THREE-M-ITE de 180, 400, 500 y 600 grano con la finalidad de proporcionar una capa de barrillo dentinario homogénea.



Fig 27.Dientes sembrados en cubos de acrílico, para facilitar su manipulación.

Procedimiento adhesivo y aplicación del composite

Los molares se dividieron aleatoriamente en seis grupos experimentales de 5 dientes cada uno (n=5). Para este trabajo de investigación se emplearon 3 sistemas adhesivos de grabado total de una sola botella el Xp Bond, el Excite y el Prime and Bond NT, aplicados según las instrucciones del fabricante (Ver tabla 3).

La superficie dentinaria preparada se grabó con ácido fosfórico Total Etch® al 37% (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein Switzerland) durante 15 seg. Seguidamente se lavó con abundante spray de agua y aire durante 10 seg y se secó con un chorro de aire a una distancia de 10 cm hasta desecar la dentina para los grupos secos, y con una gasa ligeramente humedecida para los grupos húmedos dejando la superficie dentinaria visiblemente mojada como se explica a continuación:

Grupo 1: Xp Bond, (seco): Se aplicó Ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la superficie dentinaria, que luego fue lavada con agua y fuertemente secada con aire durante 10 segundos. La dentina se secó durante 10 segundos con una jeringa de aire a una distancia aproximada de 10 cm desde la superficie (técnica seca). A continuación se aplicó el adhesivo Xp Bond siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 2: Xp Bond (húmedo). Se aplicó Ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos en la superficie dentinaria, que luego se lavó con agua y se secó con una porción pequeña de gasa dejando una superficie visiblemente húmeda (técnica húmeda). A continuación se aplicó el adhesivo Xp Bond siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 3: Prime and Bond Nt, (seco): Los dientes se trataron de la misma manera que en el grupo 1, sólo que en este grupo empleamos como agente adhesivo el Prime and bond NT.

Grupo 4: Prime and Bond Nt (húmedo): Los dientes se trataron de manera similar que los del grupo 2 salvo que el agente adhesivo empleado en este caso fue Prime and Bond NT.

Grupo 5: Excite (seco) Las muestras se trataron de la misma manera que los grupos 1 y 3, sólo que en este grupo empleamos el adhesivo Excite.

Grupo 6: Excite (húmedo) Los dientes se trataron de manera similar a los grupos 2 y 4 solo que para este grupo empleamos el sistema adhesivo de grabado total Excite.

Para todos los sistemas adhesivos empleamos el composite Tetric Ceram color A3. El composite se aplicó en capas incrementales a una altura de 5 mm en todos los grupos y cada capa se polimerizó por 20 segundos con una unidad de fotopolimerización (Blue phase C8, Vivadent Ivoclar) a 800 mW/cm².



Fig 28. Aplicación del composite en capas incrementales.

Un total de treinta (30) dientes se prepararon, diez (10) para cada adhesivo y cinco (5) para cada condición (Dentina Húmeda O seca).

Conformación de los grupos

Las muestras se almacenaron en agua a temperatura ambiente durante 24 h antes de ser seccionadas. Estos dientes se montaron en unos cubos de acrílico y se fraccionaron en dos mitades con un martillo y cincel de un solo bisel. Una ranura de 1mm de profundidad fue hecha con una pieza de mano de alta velocidad desde cara mesial

pasando por oclusal, distal y radicular hasta concluir en mesial nuevamente. El cincel fue posicionado en la cara mesial próxima a la interfase donde el impacto del martillo fue transmitido al diente a través del cincel hasta producir la fractura. Dos mitades por cada diente fueron generados a partir de esta acción.

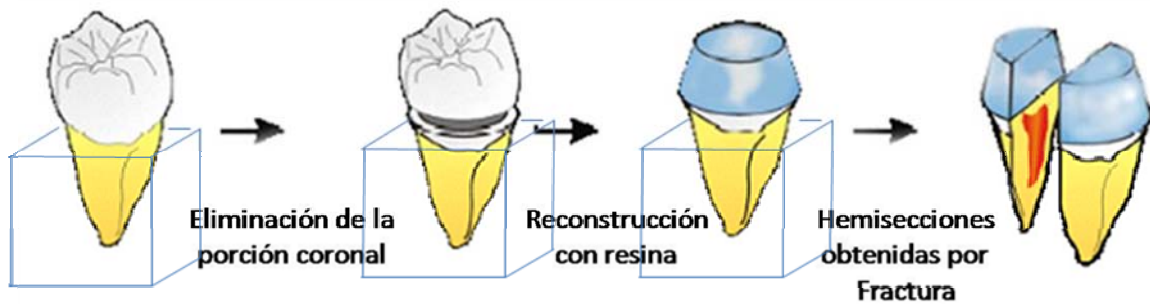


Fig 29. Representación esquemática del procedimiento para obtener las hemisecciones.

Estas hemisecciones se lavaron cuidadosamente y se desmineralizaron en 6 mol/L HCL por 30 s, se lavaron de nuevo y se deproteinizaron en 2,5%NaOCL por 10 min para posibilitar la examinación de la interfase. Después de ser lavada con agua destilada se desecaron en una cabina de desecación por 24 horas.

Preparación de los especímenes para ser observados en el SEM.

Todos los especímenes fueron montados en discos de aluminio con pintura coloidal de plata y disecados a un vacío de baja presión por 24 horas. Luego fueron cubiertos iónicamente con oro utilizando una corriente de 15 mA por 2 min y fueron examinadas en un microscopio electrónico de barrido Hitachi SA- 4000 a voltaje acelerado de 15kV y 10 mm de distancia de trabajo para poder observar la morfología del sustrato dentinario con el SEM.



Fig 30. Microscopio electrónico de barrido Hitachi SA- 4000.

Análisis:

La micro morfología de la zona de interdifusión, capa híbrida, tags de resina y ramas laterales se observaron a través de las imágenes obtenidas en el Sem. Cada muestra fue analizada en el microscopio electrónico con una aceleración de voltaje de 15 kV. En cada una de ellas se tomaron cinco (5) microfotografías de la interfase diente resina empleando el sistema de Medición de Partícula (PMS) (52) bajo 5.000 x (Fig. 23). La primera medida fue hecha a 3 mm del borde externo del diente aproximadamente y las 5 medidas restantes fueron hechas en intervalos de 500 micrones desde la medida inicial en sentido mesio distal.



Fig 31. Representación esquemática mostrando la metodología utilizada para cuantificar los hallazgos de las principales estructuras.

La morfología presente en la zona de ínter difusión fue evaluada cualitativamente a través de la caracterización de esta zona. Con la intención de cuantificar los hallazgos de las principales estructuras se hizo una graduación entre 0 y 3. Un valor de 0 se asignó cuando los tags de resina no fueron evidentes. Un Valor de 1 fue cuando unos pocos y cortos tags de resina fueron visibles. Un valor de 2 fue grabado cuando la formación de tags resinosos se notaron. Un valor de 3 fue grabado cuando largos tags de resina con ramas laterales fueron uniformemente evidentes (53).

Tres evaluadores se calibraron en el uso de la escala de valores y en el caso de discrepancias, las muestras fueron evaluadas nuevamente hasta alcanzar un consenso. Todos estos valores fueron anotados y tabulados en hoja de cálculo y analizados con un (chi caudrado) para determinar qué sistema adhesivo presento mayor formación de tags de resina con ramas laterales.

5.4- Ensayo teórico de interacción química entre los monómeros adhesivos y la unidad estructural del colágeno empleando el Software de simulación Mopac. (Química Cuántica)

Para este cálculo, se empleó un paquete diseñado para realizar cálculos semi-empíricos de orbitales moleculares denominado Mopac Versión 7.0 (Molecular Orbital Package). Este programa, permite utilizar los hamiltonianos MNDO, MINDO/3, AM1 y PM3 para realizar los cálculos de la parte electrónica de los orbitales moleculares. Los hamiltonianos son algoritmos relacionados con la energía del sistema constituidos por los electrones y el núcleo de una molécula a partir del cual puede calcularse la evolución futura de un sistema clásico o cuántico. Los valores proporcionados por este programa pueden ser utilizados para calcular espectros vibracionales, cantidades termodinámicas, efectos de sustitución isotópica y constantes de fuerza para moléculas, radicales, iones y polímeros (54).

ESTRATEGIA PARA EL CÁLCULO

Con la intención de determinar la porción del colágeno que interacciona con los distintos monómeros utilizados por los adhesivos Xp Bond, Excite y Prime Bond Nt hemos abordado el cálculo teórico a través de los binomios o sistemas monómero aminoácidos.

Para inferir que tipo de adhesión está ocurriendo entre el monómero y el aminoácido, es necesario proceder a calcular el delta h de interacción y la distancia en Amstrong de la posición más estable del sistema, para su ulterior cotejo con valores establecidos. Esta energía se calculó tomando el delta h del sistema adhesivo-monómero y después se resto el delta h del monómero solo menos el delta h del aminoácido, tal y como se puede apreciar en la siguiente ecuación.

$$\Delta H_{\text{Interacción}} = \Delta H_{\text{Sistema}} - \Delta H_{\text{Monómero}} - \Delta H_{\text{Aminoácido}}$$

Ecuación para el cálculo de la diferencia de entalpia.(55) (56).

El delta h o calor de formación del aminoácido, se calculó, convirtiendo la formula química del aminoácido en una molécula de tres dimensiones y minimizando su energía, que es la energía asociada a la molécula representada en Kcal/mol. Este mismo procedimiento se emplea para el resto de los aminoácidos presentes en el colágeno de la dentina y para cada uno de los monómeros presentes en los distintos adhesivos probados, así como también para los binomios o sistemas monómero aminoácido.

Como los aminoácidos o péptidos asociados al colágeno (Prolina, Hidroxiprolina y Glicina) poseen varios grupos funcionales que los caracterizan, estos se pueden utilizar como guías en el momento de realizar el acercamiento de los monómeros (HEMA, UDMA y TEGMA) involucrados en el cálculo. El Mopac con el modelo orbital Austin Model 1 (AM1) optimiza esas posiciones espaciales utilizando parámetros semi-empíricos, que luego de optimizar el acercamiento espacial calcula el valor entálpico asociado para cada posición, y de allí se toma el valor más estable para cada sistema Monómero-Aminoácido propuesto. (fig. 32)

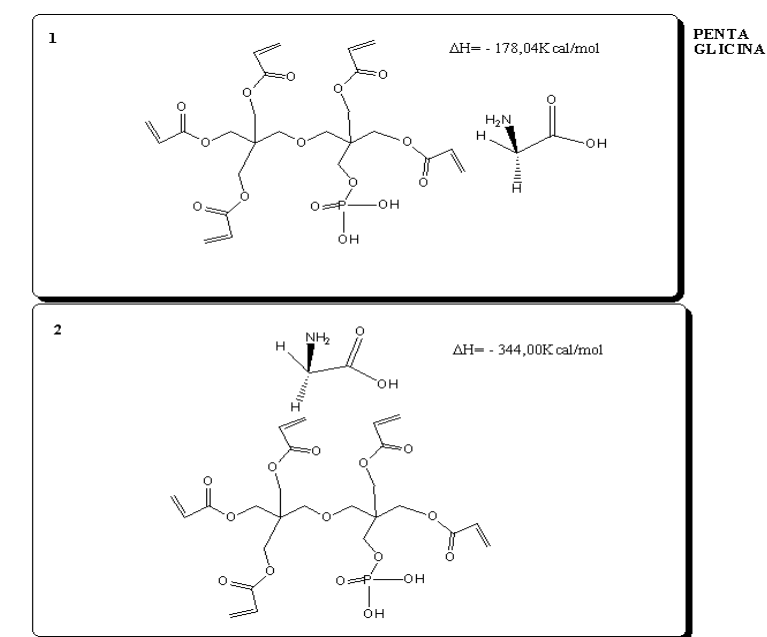


Fig 32. Sistema de prueba Penta-Glicina y las posiciones espaciales de acercamiento donde se calcularon las interacciones fisicoquímicas entre el monómero y el aminoácido.

Finalmente y con el propósito de determinar el tipo de interacción molecular que está experimentando el sistema, tomamos los valores de delta h y la distancia interatómica para determinar el tipo de enlace.

6. RESULTADOS

6. RESULTADOS

6.1. Prueba de resistencia a la micro-tracción inmediata y post envejecido.

Resumen del Procedimiento

En este análisis se realizaron cuatro conjuntos de hipótesis:

- La hipótesis de que existe interacción entre los tres factores de estudio, es decir, si la presencia de un factor influye en el comportamiento o respuesta del otro factor.
- La hipótesis que el factor Adhesivo influye de forma independiente en el grado promedio de filtración.
- La hipótesis que el factor Sustrato influye de forma independiente en el grado promedio de filtración.
- La hipótesis que el factor Utbs influye de forma independiente en el grado promedio de filtración.

Variable dependiente: Fuerza de adhesión (Mpa)

Variables independientes: Adhesivo, Sustrato y Utbs.

Para determinar qué factores tienen un efecto estadísticamente significativo en la fuerza de adhesión realizamos un análisis multifactorial de la varianza.

Análisis de la varianza

Según se puede apreciar en la tabla 4, cuatro p valores son inferiores a 0,05; los valores de adhesión obtenidos con los distintos adhesivos (P-valor=0,0016), el tipo de sustrato (P-valor=0,0000), el Utbs (P-valor=0,0000) y la interacción entre el adhesivo y el sustrato (P-valor = 0.0152). Esto quiere decir que estos factores tienen un efecto estadísticamente significativo para la fuerza de adhesión expresada en Mpa con un nivel de confianza de un 95%.

Análisis de la Varianza para Mpa - Sumas de Cuadrados de Tipo III					
Fuente	Suma de cuadrados	GL	Cuadrado Medio	Cociente-F	P-Valor
EFFECTOS PRINCIPALES					
A:Adhesivo	1761,69	2	880,847	6,67	0,0016
B:Sustrato	3427,89	1	3427,89	25,96	0,0000
C:Utbs	6257,38	1	6257,38	47,39	0,0000
INTERACCIONES					
AB	1128,68	2	564,339	4,27	0,0152
AC	354,07	2	177,035	1,34	0,2639
BC	33,2187	1	33,2187	0,25	0,6165
RESIDUOS	27198,3	206	132,03		
TOTAL (CORREGIDO)	40331,8	215			

Los cocientes F están basados en el error cuadrático medio residual.

Tabla 4. Análisis de Varianza para la Fuerza de Adhesión (MPa).

Seguidamente, se efectuó un contraste múltiple de rangos para identificar que adhesivo o adhesivos, eran significativamente diferentes unos de otros con relación a la fuerza de adhesión. En este test no se encontró diferencias estadísticamente significativas entre el Xp Bond y el Prime bond NT, pero, entre estos y el excite si hay diferencias significativas.

Contraste Múltiple de Rangos para Mpa según Adhesivo				
Método: 95,0 porcentaje LSD				
Adhesivo	Recuento	Media IS	Sigma IS	Grupos Homogéneos
Excite	72	26,0974	1,3626	X
Prime Bond Nt	72	30,5923	1,3626	X
Xp Bond	72	33,0361	1,3626	X
Contraste	Diferencias		+/- Límites	
Excite - Prime Bond Nt	*-4,49488		3,79919	
Excite - Xp Bond	*-6,93869		3,79919	
Prime Bond Nt - Xp Bond	-2,44381		3,79919	

* indica una diferencia significativa.

Tabla 5. Contraste múltiple de rangos para fuerza de adhesión (MPa) según Adhesivo.

Con la intención de determinar qué tipo de sustrato presenta mejor condición para la adhesión, efectuamos otro contraste múltiple de rangos, observándose (ver tabla 6) que la media para el sustrato húmedo (33,91) es superior a la media del sustrato seco (25,90) con una diferencia estadísticamente significativa.

Contraste Múltiple de Rangos para Mpa según Sustrato				
Método: 95,0 porcentaje LSD				
Sustrato	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Seco	108	25,9	1,11256	X
Húmedo	108	33,9171	1,11256	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
Húmedo - Seco			*8,01704	3,10203
* indica una diferencia significativa.				

Tabla 6. Contraste múltiple de rangos para la fuerza de adhesión (MPa) según Sustrato.

Un tercer contraste múltiple de rangos fue necesario para determinar que tipo de Utbs proporciona mejor condición para la adhesión, (ver tabla 6) observándose que la media para el ensayo de tracción inmediato (35,32) es superior a la media del ensayo post envejecido (24,49) con una diferencia estadísticamente significativa.

Contraste Múltiple de Rangos para Mpa según Utbs				
Método: 95,0 porcentaje LSD				
Utbs	Recuento	Media LS	Sigma LS	Grupos Homogéneos
Post envejecido	96	24,4927	1,17274	X
Inmediato	120	35,3244	1,04893	X
Contraste			Diferencias	+/- Límites
Inmediato - Post envejecido			*10,8317	3,10203
* indica una diferencia significativa.				

Tabla 7. Contraste múltiple de rangos para Mpa según Utbs.

Los valores de adhesión de los distintitos adhesivos según el sustrato muestran interacción (P-valor = 0.0009). En la tabla de medias (Tabla 7) se aprecia poca sensibilidad del sistema adhesivo Excite al tipo de sustrato dado que las medias en Mpa para dentina húmeda (27,47) y dentina seca (24,71) son similares entre sí. Con relación al Prime Bond Nt observamos mayor sensibilidad al sustrato que el Excite y el Xp Bond con valores de adhesión para el sustrato húmedo de (37,54) y valores de (23,63) para el sustrato seco, denotando la mayor sensibilidad de todos los adhesivos probados en este estudio cuando varía la condición húmeda o seca. Para el Xp Bond los valores de

adhesión muestran una sensibilidad intermedia al sustrato cuando se le compara con los adhesivos Excite y Prime Bond Nt con valores de (36,72) para el sustrato húmedo y valores de (29,34) para el sustrato seco.

Tabla de Medias por mínimos cuadrados para Mpa con 95,0 Intervalos de confianza					
Nivel	Frecuencia	Media	Error Estándar	Límite Inferior	Límite Superior
Media Total	216	29,9086			
Adhesivo					
Excite	72	26,0974	1,3626	23,4109	28,7838
Prime Bond Nt	72	30,5923	1,3626	27,9058	33,2787
Xp Bond	72	33,0361	1,3626	30,3496	35,7225
Sustrato					
Húmedo	108	33,9171	1,11256	31,7236	36,1105
Seco	108	25,9	1,11256	23,7066	28,0935
Utbs					
Inmediato	120	35,3244	1,04893	33,2564	37,3924
Post envejecido	96	24,4927	1,17274	22,1806	26,8048
Adhesivo según Sustrato					
Excite Húmedo	36	27,4776	1,92304	23,6862	31,269
Excite Seco	36	24,7171	1,92304	20,9258	28,5085
Prime Bond Húmedo	36	37,545	1,92304	33,7536	41,3363
Prime Bond Seco	36	23,6395	1,92304	19,8482	27,4309
Xp Bond Húmedo	36	36,7287	1,92304	32,9373	40,52
Xp Bond Seco	36	29,3435	1,92304	25,5521	33,1348
Adhesivo según Utbs					
Excite Inmediato	40	29,876	1,8168	26,2941	33,4579
Excite Post envej	32	22,3188	2,03124	18,3141	26,3234
Prime Bond Inmediato	40	36,1345	1,8168	32,5526	39,7164
Prime Bond Post envej	32	25,05	2,03124	21,0453	29,0547
Xp Bond Inmediato	40	39,9628	1,8168	36,3808	43,5447
Xp Bond Post envej	32	26,1094	2,03124	22,1047	30,1141
Sustrato según Utbs					
Húmedo Inmediato	60	38,9383	1,48341	36,0137	41,863
Húmedo Post envej	48	28,8958	1,6585	25,626	32,1657
Seco Inmediato	60	31,7105	1,48341	28,7859	34,6351
Seco Post envej	48	20,0896	1,6585	16,8198	23,3594

Tabla 8. Medias de Fuerza de Adhesión (MPa).

Con el objetivo de visualizar estas medias e intervalos presentamos el Gráfico de Medias y el grafico de interacción.

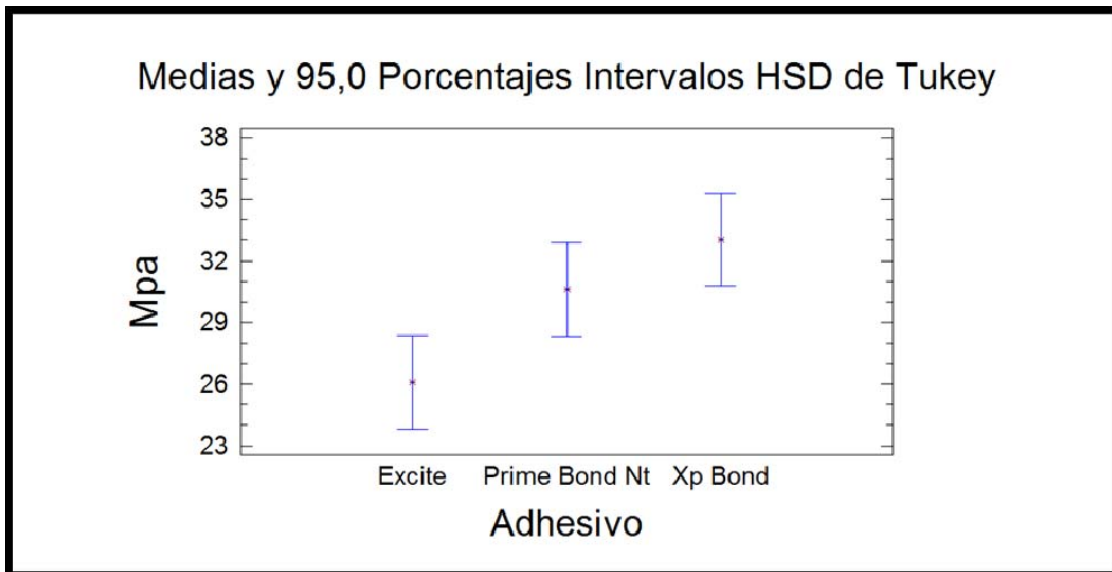


Gráfico de medias

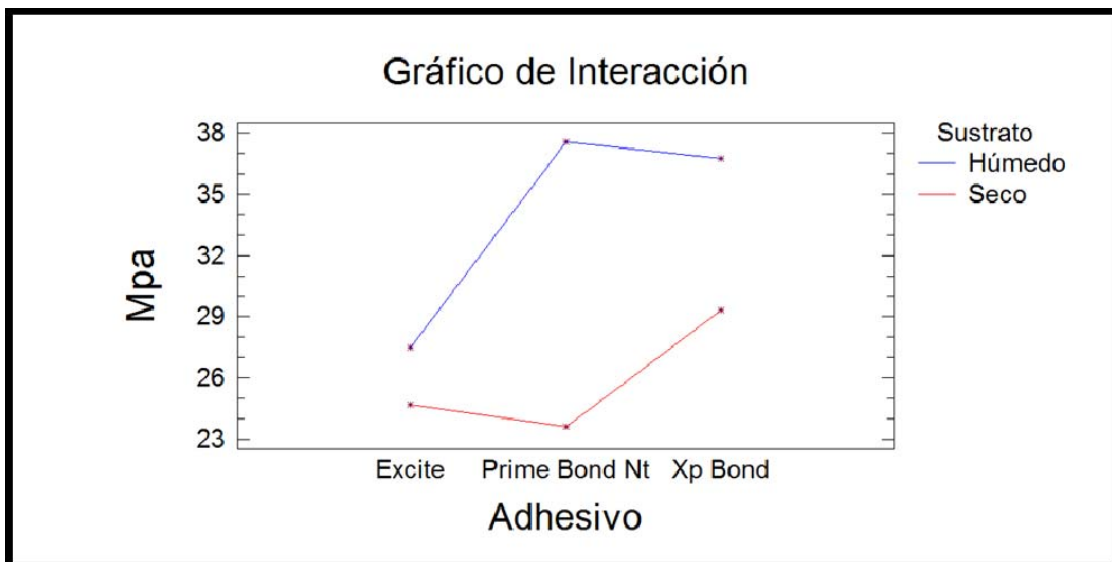


Gráfico de interacción

6.2. Prueba de filtración empleando el envejecido bajo termociclado.

Para determinar si el factor adhesivo tiene un efecto estadísticamente significativo en el Grado de filtración en cavidades clase V, se realizó la prueba del chi cuadrado para el grado de filtración según adhesivo.

Contraste de Chi-cuadrado para el grado de filtración según Adhesivo.

Chi-cuadrado	GL	P-Valor
32,14	6	0,0000

Tabla 9. Contraste de Chi Cuadrado para el Grado de filtración en cavidades clase V según adhesivo.

Dado que el p-valor es inferior a 0,05, el tipo de adhesivo tiene un efecto estadísticamente significativo en el Grado de filtración en cavidades clase V para un 95,0% de confianza. Con el objetivo de visualizar la ocurrencia de pares de valores para adhesivo según grado de filtración, se presenta a continuación la tabla de frecuencias.

Tabla de Frecuencias para Grado de filtracion clase v según Adhesivo

	Excite	Prime Bond N Xp		Fila Total
0	6 6,67%	4 4,44%	22 24,44%	32 35,56%
1	5 5,56%	3 3,33%	4 4,44%	12 13,33%
2	2 2,22%	3 3,33%	0 0,00%	5 5,56%
3	17 18,89%	20 22,22%	4 4,44%	41 45,56%
Columna Total	30 33,33%	30 33,33%	30 33,33%	90 100,00%

Contenido de Celda:
Frecuencia Observada
Porcentaje de tabla

Tabla 10. Tabla de frecuencias para el grado de filtración en cavidades clase V Según adhesivo.

Con la finalidad de determinar qué tipo de adhesivo es significativamente diferente, procedimos a realizar otro contraste de chi cuadrado excluyendo el adhesivo Xp Bond, encontrando que los sistemas adhesivos Excite y Prime Bond Nt son significativamente diferentes al grado de filtración del Xp Bond, presentando en promedio un mayor grado de filtración que el sistema adhesivo XP Bond.

Contraste de Chi-cuadrado para el grado de filtración según adhesivos (Prime Bond Nt y Excite)

Chi-cuadrado	GL	P-Valor
1,34	3	0,7189

Tabla 11. Contraste de chi cuadrado para el grado de filtración según adhesivos Prime Bond Nt y Excite.

En contraste el p-valor del sustrato es superior o igual a 0,05 evidenciando que no hay diferencia estadísticamente significativa entre el sustrato húmedo y seco, en el Grado de filtración en cavidades clase V.

Contraste de Chi-cuadrado

Chi-cuadrado	GL	P-Valor
1,88	3	0,5981

Tabla 12. Contraste de chi cuadrado para el grado de filtración según sustrato.

En la tabla de frecuencias para grado de filtración en cavidades clase V, se puede observar una baja diferencia entre los niveles húmedo y seco del factor sustrato. Aunque esta esta diferencia no es estadísticamente significativa, el sustrato húmedo proporciona menor grado de filtración.

Tabla de Frecuencias para Grado de filtración clase v según Sustrato

	Húmedo	Seco	Fila Total
0	19 21,11%	13 14,44%	32 35,56%
1	5 5,56%	7 7,78%	12 13,33%
2	2 2,22%	3 3,33%	5 5,56%
3	19 21,11%	22 24,44%	41 45,56%
Columna Total	45 50,00%	45 50,00%	90 100,00%

Contenido de Celda:
Frecuencia Observada
Porcentaje de tabla

Tabla 13. Tabla de frecuencias para el grado de filtración en cavidades clase V según sustrato.

Finalmente y con el objetivo de visualizar la ocurrencia de pares de valores para adhesivo/sustrato según grado de filtración, se presenta a continuación la tabla de frecuencias.

Tabla de Frecuencias para Adhesivo/Sustrato según Grado de filtración en cavidades clase v.

	0	1	2	3	Fila Total
Ex H	3 3,33%	4 4,44%	1 1,11%	7 7,78%	15 16,67%
Ex S	3 3,33%	1 1,11%	1 1,11%	10 11,11%	15 16,67%
Nt H	2 2,22%	1 1,11%	1 1,11%	11 12,22%	15 16,67%
Nt S	2 2,22%	2 2,22%	2 2,22%	9 10,00%	15 16,67%
Xp H	14 15,56%	0 0,00%	0 0,00%	1 1,11%	15 16,67%
Xp S	8 8,89%	4 4,44%	0 0,00%	3 3,33%	15 16,67%
Columna Total	32 35,56%	12 13,33%	5 5,56%	41 45,56%	90 100,00%

Contenido de Celda:
Frecuencia Observada
Porcentaje de tabla

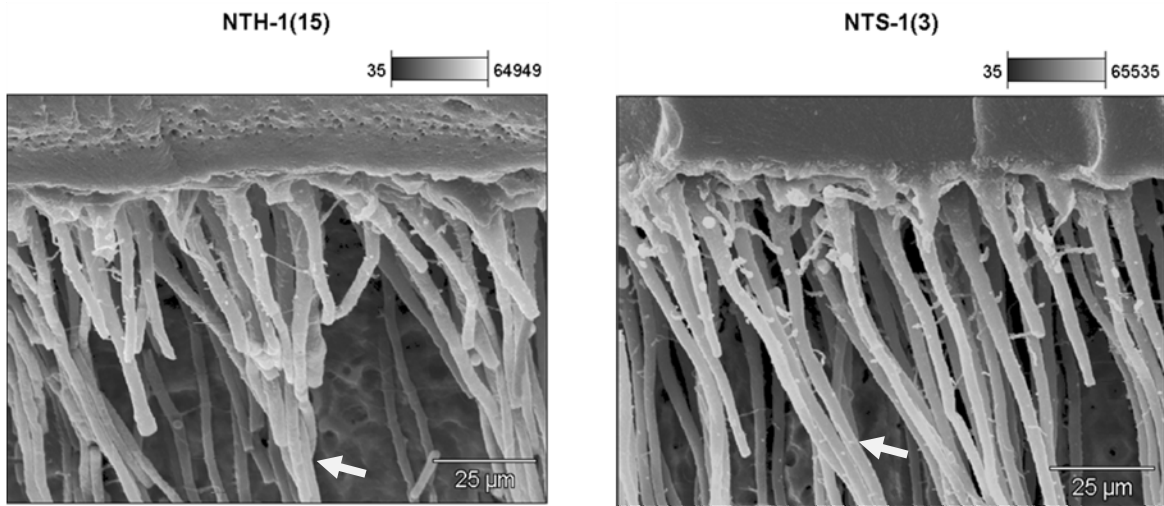
Tabla 14. Tabla de frecuencias para adhesivo/sustrato según grado de filtración en cavidades clase V.

Los sistemas adhesivos Excite y Xp Bond presentan un comportamiento similar en ambos sustratos. En contraposición, el adhesivo Prime Bond Nt, se comportó de manera distinta al variar el sustrato dentinario. En cuanto al factor Adhesivo observamos una diferencia marcada del adhesivo Xp Bond con respecto a los otros dos sistemas adhesivos (Excite y Prime Bond Nt). Además esta diferencia se mantiene en presencia de los dos niveles del factor sustrato, lo que hace pensar que el factor sustrato no influye en el comportamiento del grado de filtración para cada uno de los niveles de Adhesivo.

6.3. Evaluación de la micro-morfología de la zona de interdifusión a través del microscopio electrónico de barrido.

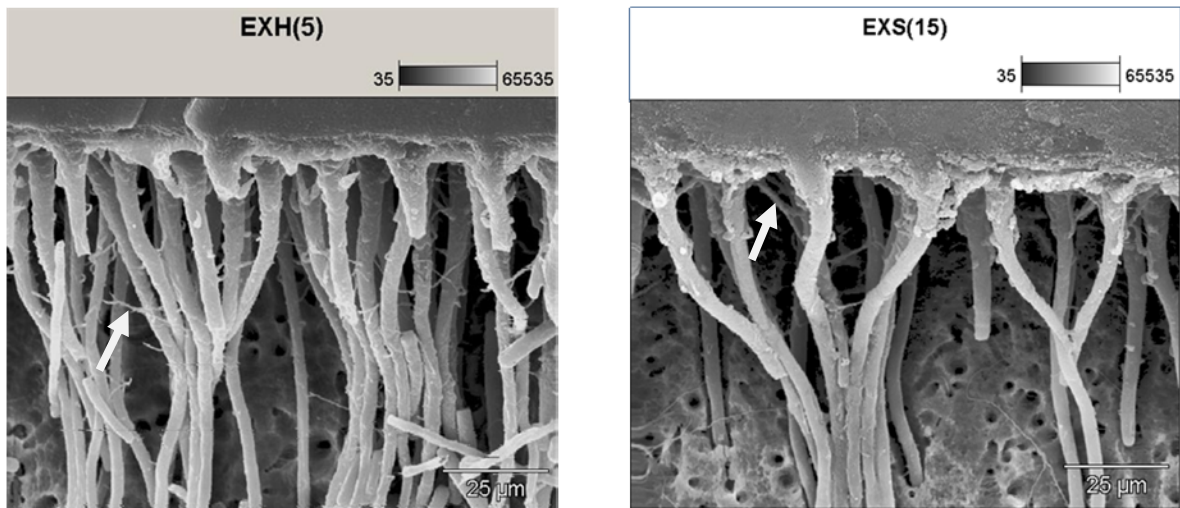
La zona de interdifusión de los sistemas adhesivos utilizados en este estudio, puede observarse en las microfotografías tomadas en el SEM (figuras 33-36). La hibridación y la penetración del adhesivo dentro de los túbulos dentinales y canaliculares, es claramente observable en todos los sistemas adhesivos estudiados. Largas proyecciones de resinas (resing tags) fueron observadas ocupando los túbulos dentinales.

En adición, numerosas, finas y largas ramas laterales anastomosadas o microtags se apreciaron penetrando el canalículo a través de la dentina intertubular. La base de los tags de resina fueron largos y de apariencia cónica o de embudo. En la región inmediatamente debajo de la capa híbrida numeroso microtags fueron observados alrededor de la base de los tags de resina (Fig. 33).

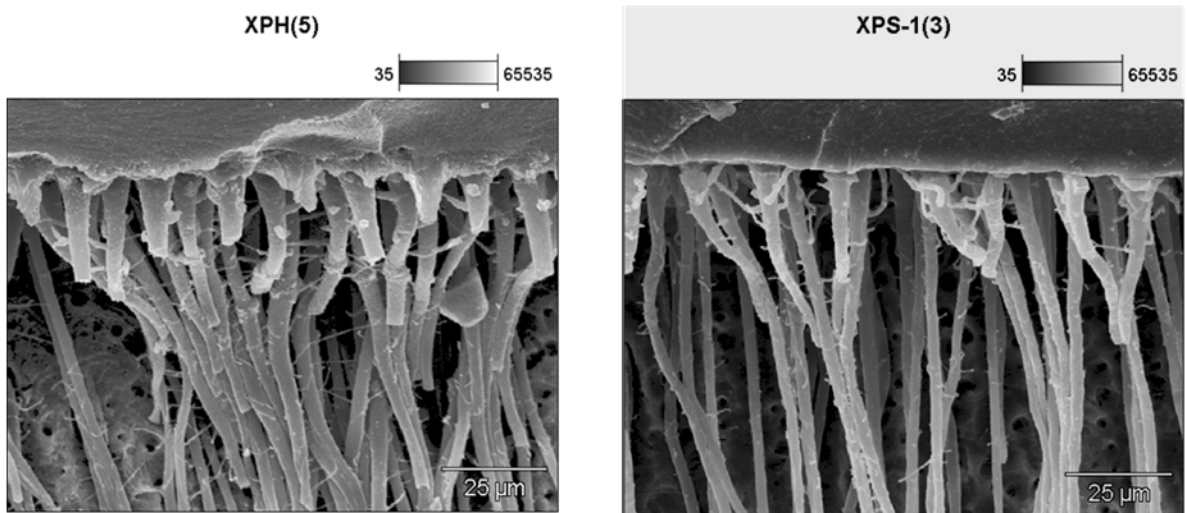


**Fig 33. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-Prime Bond Nt. (Izquierda).
Microfotografía MEB de la interface dentina Seca-Prime Bond Nt. (Derecha)
Magnificación x 5000.**

Una extensiva penetración de adhesivo dentro de los canalículos interdientales fue notable, formando numerosas y finas ramas laterales. Estos micro tags de resina fueron observados en todas la extensiones de los tags de resina y fueron numerosos muy finos y anastomosados profusamente, relleno la luz del canalículo (figs. 34,35).

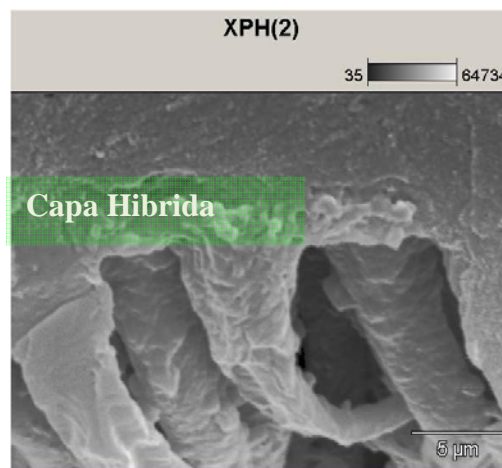


**Fig 34. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-Excite. (Izquierda). Microfotografía
MEB de la interface dentina Seca-Excite. (Derecha) Magnificación x 5000.**



**Fig 35. Microfotografía MEB de la interface dentina húmeda-XP Bond. (Izquierda).
Microfotografía MEB de la interface dentina Seca-Xp Bond. (Derecha) Magnificación
x 5000.**

La formación de capa híbrida también fue observable en todos los sistemas adhesivos como se evidencia en la microfotografía a 12.000 aumentos de la interfase Xp Bond-dentina húmeda (fig 36).



**Fig 36. Microfotografía MEB de la interface diente resina Xp Bond- Sustrato húmedo
(Magnificación x12000).**

Un contraste de Chi-cuadrado reveló que las características anatómicas, encontradas en la zona de interdifusión, son similares independiente del tipo de adhesivo y sustrato con un nivel de confianza del 95,0%. Dado que el P-valor es superior a 0,05, el tipo de

adhesivo y el tipo de sustrato no tienen un efecto estadísticamente significativo, en el grado de pronunciamiento anatómico.

Contraste de Chi-cuadrado		
Chi-cuadrado	GL	P-Valor
6,94	10	0,7311

Tabla 15. Contraste de Chi-cuadrado para grado de pronunciamiento anatómico.

Con el objetivo de visualizar la ocurrencia de pares de valores para adhesivo/sustrato según grado de pronunciamiento anatómico, presentamos a continuación la tabla de frecuencias.

Tabla de Frecuencias para Adhesivo/Sustrato según grado de pronunciamiento anatómico.

	1	2	3	Fila Total
Ex H	1 0,67%	9 6,00%	15 10,00%	25 16,67%
Ex S	1 0,67%	10 6,67%	14 9,33%	25 16,67%
Nt H	0 0,00%	10 6,67%	15 10,00%	25 16,67%
Nt S	0 0,00%	14 9,33%	11 7,33%	25 16,67%
Xp H	0 0,00%	10 6,67%	15 10,00%	25 16,67%
Xp S	0 0,00%	13 8,67%	12 8,00%	25 16,67%
Columna Total	2 1,33%	66 44,00%	82 54,67%	150 100,00%

Contenido de Celda:
Frecuencia Observada
Porcentaje de tabla

Tabla 16. Tabla de frecuencias para adhesivo/sustrato según el grado de pronunciamiento anatómico.

6.4. Ensayo teórico de interacción química entre los monómeros adhesivos y la unidad estructural del colágeno empleando el Software de simulación Mopac. (Química Cuántica)

Los valores entálpicos producto de los cálculos teóricos con el software Mopac se muestran en la tabla 17.

SISTEMA	$\Delta H_{sistema}$ KCal/mol	$\Delta H_{monómero}$ KCal/mol	$\Delta H_{aminoácido}$ KCal/mol	$\Delta H_{interacción}$ KCal/mol	Distancia(Å²)	Tipo de Enlace
Hema-Glicina	-231,21	-131,71	-101,60	2,10	3,979	
Hema-Prolina	-234,00	-131,71	-95,27	-7,03	2,232	<i>Puente de hidrógeno</i>
Hema-Hidroxiprolina	-276,44	-131,71	-138,58	-6,15	2,144	<i>Puente de hidrógeno</i>
Tegma-Glicina	-338,85	-210,20	-101,60	-27,05	0,589	<i>Enlace covalente</i>
Tegma – Prolina	-327,14	-210,20	-95,27	-21,67	1,810	<i>Enlace covalente</i>
Tegma – Hidroxiprolina	-377,33	-210,20	-138,58	-28,55	1,075	<i>Enlace covalente</i>
Udma-glicina	-425,33	-227,43	-101,60	-96,33	1,062	<i>Enlace covalente</i>
Udma-Prolina	-459,60	-227,43	-95,27	-136,90	1,436	<i>Enlace covalente</i>
Udma-Hidroxiprolina	-481,13	-227,43	-138,58	-115,12	1,569	<i>Enlace covalente</i>

Penta – Glicina	-344,00	-327,57	-101,60	85,17	-----	
Penta – Prolina	2228,87	-327,57	-95,27	2651,71	-----	
Penta - Hidroxiprolina	517,48	-327,57	-138,58	983,85	-----	
BisGMA- Glicina	-316,95	-226,65	-101,60	11,30		
BisGMA- Prolina	-282,66	-226,65	-95,27	39,26		
BisGma- Hidroxiprolina	-337,34	-226	-238,58	27,89		

Tabla 17. Cálculos entálpicos del sistema monómero aminoácido.

7. DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

7.1 Prueba de resistencia a la micro-tracción inmediata y post envejecido.

La evaluación de la interfase diente-adhesivo frecuentemente involucra un intento para determinar la fuerza de adhesión entre el adhesivo y la estructura dentaria. Aunque pareciera no existir consenso para determinar la manera más efectiva para medir la fuerza de adhesión, se ha visto en la última década un aumento en el uso de la metodología denominada Microtensile Bond Strength (MTBS) o Ultimate tensile Bond Strength (Utbs) (46). Esta metodología de la micro-tensión está basada en la idea de que un mejor entendimiento de la fuerza de la interfase adhesiva puede ser obtenida con múltiples especímenes (1mm^2 en una área de superficie) obtenidos de un diente, bien sea en forma de palillo rectangular o en forma de reloj de arena, ya que el área más pequeña garantiza la inclusión de defectos más pequeños, dando un resultado más propio del sistema (57). Este tipo de información podría conducir a una mejor elección de la técnica y el material restaurador al poder extrapolar con mayor facilidad los resultados obtenidos *in vitro* a la clínica diaria.

En décadas anteriores el procedimiento de laboratorio más frecuentemente empleado para medir adhesión dentinaria era el cizallamiento. Superficies dentinarias planas eran preparadas en dientes humanos o bovinos sobre las cuales el sistema adhesivo y material de restauración eran aplicados. Una fuerza de cizalla se aplicaba a la interfase diente-resina, usando frecuentemente una cuchilla o sonda y los especímenes se evaluaban para determinar la naturaleza de las fracturas (adhesivas, cohesivas o mixtas).

No obstante se ha proscrito esta técnica por la frecuencia de fallas cohesivas en el sustrato dentinario que es directamente proporcional a la fuerza de adhesión (58) y por la falta de sensibilidad que se exige para descubrir las diferencias sutiles entre sistemas y procedimientos adhesivos cuando es comparada con la técnica de tracción o MTBS. (59). Es por ello que nos decantamos por el MTBS para evaluar la fuerza de adhesión, ya que esta metodología ofrece ventajas sobre la metodología convencional de cizalla y de resistencia adhesiva a la tracción por las siguientes razones;

1. Permite el uso de sólo un diente para fabricar varios especímenes o muestras compuestas de estructura dental adhesivo y composite.
2. Posibilita evaluar sustratos de significancia clínica como caries dentinaria, dentina esclerótica, zona cervical y esmalte (60).
3. Aumenta la fiabilidad de los resultados ya que los especímenes de menor área de superficie son más homogéneos, presentan menos defectos, posibilitando valores de fuerza de adhesión mas propios del sistema (61).
4. Permite la evaluación de diferencias regionales en la fuerza de adhesión dentro del mismo diente (62).
5. La técnica presenta menos fallas cohesivas en dentina respecto a otras técnicas como la de cizalla (16).

En este estudio se ha empleado el MTBS con especímenes en forma de rectángulo, (método de no ajuste) ya, que durante la preparación de las muestras en forma de reloj de arena se genera stress adicional en la interfase adhesiva que pueden ocasionar micro defectos prematuros de la interfase y alterar los resultados (63). Sin embargo, los especímenes en forma de reloj de arena (método de ajuste) con una curvatura de radio de 1mm parecen ser más ventajosos para probar interfases adhesivas ya que disminuyen las fallas cohesivas en el espécimen (64).

Para el ensayo de microtensión se utilizan aparatos que van desde una máquina de pruebas universales hasta instrumentos más específicos, que en todo caso poseen la función de tracción. La sujeción de la muestra a los distintos aparatos en los que se lleva a cabo el test de tensión requiere de un aditamento que actúe como enlace o conector entre el espécimen y la máquina. El más utilizado es el Jig de Ciucchi, pero dependiendo de la máquina es posible encontrar adaptaciones de este jig o la elaboración de uno nuevo. En este estudio hemos empleado unas tiras plásticas pegadas con cianoacrilato (Loctite) a los especímenes en el segmento de dentina y al de composite respectivamente en dos de sus caras dejando libre la interfase. Un hilo nylon fue enhebrado en la tiras plásticas y sirvió para el montaje de los especímenes en la máquina de pruebas de forma similar a la descrita en el estudio de Kerby et al (65).

Los especímenes se sometieron a la prueba en modo de tracción en una máquina de pruebas universales AGS-J (Shimadzu), activada a una velocidad de 15 mm/minuto hasta alcanzar los 10 N para luego continuar a una velocidad de 5 mm/min. Aunque en estudios previos (66, 67) la velocidad de recorrido en el test de microtensión parece estar estandarizada a 0.5 mm/min, Yamaguchi et al. (68) determinaron que la velocidad de recorrido de la máquina establecida en el rango de 0.5– 10 mm/min no influye en la variación de la resistencia a la tracción en microtensión, debido al pequeño tamaño de los especímenes. Por esta razón, en el presente trabajo de investigación hemos empleado la velocidad antes descrita y registrado la máxima carga de falla.

En este estudio, donde se evaluó la fuerza de adhesión a la micro-tensión de sistemas adhesivos de grabado total aplicados a dentina seca y dentina húmeda, observamos que la adhesión a dentina húmeda resultó en mayor MTBS que la adhesión a dentina seca, en concordancia con otros estudios *in vitro*. (5, 69-77) Sin embargo Miears et al. (78) reportaron que las técnicas de adhesión seca y húmeda no son un factor determinante en la fuerza de adhesión. Esta discrepancia podría generarse por que el tipo de ensayo que se realizó fue bajo la modalidad de cizallamiento ó que el adhesivo empleado (Scotchbond Multi-Purpose 3M) para ese estudio pudo rehumectar las fibras colágenas y favorecer la infiltración de los monómeros, como lo demostraron Dal-Bianco et al. (79) cuando compararon los efectos de la humedad y la acción de frotar la dentina seca en el test MTBS de sistemas adhesivos basados en agua/etanol (Single Bond) y acetona (One Step). Cuando la dentina desmineralizada se seca con aire, el agua del interior de la matriz colágena es eliminada y las fibras colágenas son atraídas hasta conseguir un contacto íntimo, formando una débil unión inter péptidica, encogiéndose, endureciéndose y transformándose prácticamente en impermeables para la resina adhesiva (51, 80). Este fenómeno conduce a una pobre hibridación disminuyendo el ratio de infiltración de la resina adhesiva dentro de la capa híbrida.

Otro hallazgo del presente trabajo de investigación fue que la media de la adhesión inmediata resultó superior (35,32 Mpa) a la media del ensayo post envejecido por termociclado (24,49 Mpa) con una diferencia estadísticamente significativa (10,8317), coincidiendo con los resultados de otras investigaciones (81-86). Durante el termociclado los especímenes están sujetos a cambios térmicos y también a la exposición adicional de agua. El estrés térmico genera un estrés mecánico que esta

dado por la diferencia en el coeficiente de expansión térmica, entre la interfase tejido dentario y el sistema adhesivo, generando en ocasiones, fallas en la efectividad adhesiva (87). Ese estrés podría conducir a grietas que se propagan a lo largo de la interface adhesiva, y una vez que el espacio es creado, cambios en la dimensión del gap pueden causar entrada y salida de fluidos orales un proceso conocido como “percolación” (88).

La exposición de la interface al agua genera una reducción de la fuerza de adhesión causada por la hidrólisis de la interface del adhesivo y la capa híbrida. La mayoría de los estudios reportan una disminución significativa en la fuerza de adhesión incluso después de cortos periodos de almacenamiento (63, 89-95). Esta disminución de la efectividad adhesiva se supone que es causada por la degradación de los componentes de la interface por hidrólisis (principalmente resina y o colágeno) (96). En ese sentido Burrow y cols reportaron que los adhesivos absorben una significativa cantidad de agua la cual podría afectar negativamente la longevidad de las restauraciones. El agua puede también infiltrar y disminuir las propiedades mecánicas de la matriz de polímero por hinchazón y reducción de las fuerzas friccionales entre las cadenas de polímero en un proceso conocido como plastificación (97). Además, algunos componentes de la interface como los monómeros sin polimerizar y productos de desecho de mecanismos previos que pueden debilitar la adhesión (98). Los efectos del termociclado en la fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos probados en este estudio, reflejan los hallazgos de trabajos previos, que evaluaron, la estabilidad de la adhesión a dentina después del almacenamiento en agua (89, 91, 99, 100).

Aunque en los estudios mencionados con anterioridad se observó una disminución en la fuerza de adhesión después del termociclado, otros autores (101, 102) han reportado que el termociclado no tiene ninguna influencia en la fuerza de adhesión. Las razones por las cuales el termociclado no afectó la adhesión en esos estudios pueden ser encontradas en un meta-análisis realizado por Leloup y cols (103). En la mayoría de los estudios incluidos en el meta-análisis se encontró que se ejecutaron con 500 ciclos siguiendo del iso 11450. Este número de ciclos fue probablemente muy bajo para generar un efecto de envejecido (86, 88), sobre todo si la geometría del espécimen usualmente no fue tomada en cuenta y una parte de la interface estuvo protegida térmicamente por el diente y el composite (104).

EL sistema adhesivo Prime and Bond Nt con acetona como solvente, resultó en mayor MTBS en dentina húmeda que el adhesivo Excite que emplea etanol, coincidiendo con otras investigaciones (105-107). En ese sentido Reis et al. (72) aseveran que se requiere una cantidad de agua para maximizar la fuerza de adhesión entre los adhesivos disponibles en el mercado. Mientras que los adhesivos basados en acetona requieren una superficie más húmeda, los sistemas basados en agua parecen humedecer mejor la dentina seca.

En el mismo orden de ideas otros autores encontraron un máximo de hibridización y formación de tags resinosos cuando usaron adhesivos en base a acetona en la técnica de adhesión húmeda secando con torundas de algodón (80, 108). Explicando de esta manera, los valores de adhesión ligeramente superiores que obtuvimos con el Prime and Bond NT en dentina húmeda cuando se compararon con el Xp Bond y estadísticamente significativo cuando se compararon con el Excite. Sin embargo en otros estudios (79, 109) se reportó, que los sistemas adhesivos basados en etanol presentan mayor fuerza de adhesión cuando se comparan con otros sistemas basados en acetona. Quizás, esto se deba a que la acetona como solvente, presenta una alta volatilización y rápida evaporación de la botella abierta y es por eso que es considerada como una opción menos favorable como solvente (110, 111).

En estudios (112, 113) con metodología similar a la nuestra, se encontraron, resultados equivalentes para el Excite y el Prime Bond NT. Los valores de fuerza de adhesión obtenidos para el Prime bond Nt en dentina seca, fueron los más bajos y según Perdigao, esto se debe a la acumulación del nanorelleno que se deposita en la entrada de los túbulos dentinarios, interfiriendo con la entrada del adhesivo cuando la dentina es secada con aire (114). Esta afirmación, explicaría la sensibilidad al sustrato del Prime Bond NT ya que este presenta un nanorelleno en su composición.

En promedio el sistema adhesivo Xp Bond (33,03 Mpa), con terbutanol como solvente, resultó, en mayor MTBS aunque no de manera significativa para el adhesivo Prime and Bond Nt (30,59 Mpa), pero si para el Excite (26,09 Mpa) que emplean acetona y etanol como solventes respectivamente, tanto en dentina húmeda como en dentina seca.

En un estudio desarrollado por Latta y cols, el sistema adhesivo Xp Bond, arrojó valores de adhesión postenvejecido de (25.8 Mpa), coincidiendo con los resultados obtenidos en nuestra investigación, donde la fuerza de adhesión después del termociclado fue de (26,10 Mpa). Aunque la estrategia de adhesión del Xp Bond es similar a los sistemas adhesivos probados en este estudio parece ser que los valores de adhesión obtenidos en este estudio a dentina húmeda y seca se deban a la naturaleza del solvente y monómeros presentes en su composición.

Otros factores como el sustrato dentinario, los procedimientos de prueba y el manejo del material, pueden influenciar la adhesión de los sistemas adhesivos a dentina (115). Aunque se intentó estandarizar lo máximo posible la eliminación de la porción coronal de los molares, esto pudo generar superficies dentinarias variables entre especímenes e incluso dentro del mismo espécimen. La dentina es un tejido vital que presenta una cantidad de túbulos por mm² que no es igual en toda su extensión y profundidad, variando la permeabilidad dentinaria según la región de la dentina (116). La dentina superficial, está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno, que la dentina profunda, la cual posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos y menor porcentaje de colágeno (2). Como la densidad y diámetro de los túbulos son mayores cerca de los cuernos pulpares esa zona es más permeable que la zona más alejada de los cuernos.

Por lo anteriormente expuesto, aceptamos la hipótesis nula y rechazamos la hipótesis alternativa, ya que la fuerza de adhesión del XP Bond resultó superior a la fuerza de adhesión de los otros sistemas adhesivos de grabado total de un solo envase, cuando son aplicados a dentina húmeda y seca, aunque no de manera significativa cuando se comparó con el Prime Bond Nt.

7.2 Prueba de micro-filtración empleando el envejecido bajo termociclado.

La prueba de microfiltración *in vitro* de materiales dentales, es una técnica comúnmente aceptada para la evaluación de la integridad de los márgenes de las restauraciones (117, 118). Estos protocolos, consisten básicamente en obturar cavidades clase V en dientes

recientemente extraídos para someterles a un régimen de termociclado antes de ser seccionados y analizados a través de un microscopio. En el presente estudio se empleó una metodología similar a la utilizada en protocolos realizados en estudios previos de microfiltración *in vitro* (119, 120). Sin embargo, dada la diversidad de protocolos en los estudios realizados, nos hemos decantado por realizar cavidades clase V en dientes recientemente extraídos para simular o representar una situación clínica (121) y con un factor de configuración menos favorable. Estas cavidades se restauraron empleando la técnica de obturación incremental con el objetivo de disminuir el estrés de contracción por polimerización (119), ya que se ha demostrado que existe una alta relación entre el estrés de contracción por polimerización y la microfiltración (122).

Aunque el termociclado de especímenes en baños fríos y calientes para simular el estrés térmico en el medio bucal es una técnica muy utilizada en la literatura (7, 46, 88), hay que tener presente que no es posible realizar una extrapolación de las condiciones *in vivo* ya que éstas son altamente complejas (120). En los estudios *in vitro*, se simula uno de los factores involucrados en la degradación *in vivo*, revelando su efecto sobre el proceso de envejecido en contraste a la situación clínica donde muchos factores operan simultáneamente (46).

En ese sentido y con la intención de simular el estrés térmico hemos realizado como en otros estudios (6, 7, 123) un régimen de inmersión de un minuto en 5 y 55°C con un tiempo de transferencia entre baños de 30 segundos, ya que por limitaciones de la máquina de termociclado no se pudo realizar en un menor tiempo, tal y como se han realizado en otros trabajos de investigación. (7, 124). Aunque el ISO standard TR 11450 con un régimen de termociclado de 500 ciclos en agua entre 5 y 55°C se considera como una prueba de envejecido apropiada (93, 94, 125) en nuestro estudio hemos empleado 10.000 ciclos ya que según Gale y Darvell (88) 10.000 ciclos corresponden aproximadamente a un año de funcionamiento *in vivo* y lo consideran un proceso de envejecimiento más apropiado que el termociclado en agua siguiendo el ISO 11450.

El uso de tintes como marcadores para detectar filtración *in vitro*, es un método comúnmente utilizado (126-130). Los tintes empleados han sido el azul de metileno (126-128) el nitrato de plata (131-133) y la fucsina básica (129, 130). En este trabajo de investigación las muestras se sumergieron en azul de metileno al 2% durante 24h a

temperatura ambiente tal y como se realizó en estudios previos (126, 134-137). Finalmente y con la ayuda de la magnificación valoramos el grado de filtración mediante una escala de valores del 0 al 3, como lo hicieran otros autores en estudios previos (6, 124, 138-140).

Una propiedad deseable de los sistemas adhesivos de grabado total, es el sellado de la interfase diente-resina para prevenir pigmentación marginal, caries secundaria, sensibilidad postoperatoria y la irritación pulpar relacionada con la exposición del complejo dentino-pulpar a las bacterias y sus toxinas (141). Desafortunadamente, ningún sistema adhesivo evaluado en esta investigación impidió la microfiltración a través de los márgenes gingivales. En este estudio, donde se evaluó el grado de microfiltración de sistemas adhesivos de grabado total, no se encontró ninguna diferencia estadísticamente significativa entre el sustrato húmedo y el sustrato seco, coincidiendo con los resultados de otros autores (142-146). Sin embargo, se pudo apreciar una menor tendencia a la filtración en un sustrato húmedo, en concordancia con los resultados de Reis (75).

Todos los sistemas adhesivos probados en este estudio, exhibieron algún grado de filtración, siendo el sistema adhesivo de grabado total Xp Bond el que mostró mejor capacidad de sellado marginal en sustrato húmedo y seco cuando se comparó con los sistemas adhesivos Prime bond Nt y Excite. Estos resultados, confirman los hallazgos de otros estudios de microfiltración en los que el sistema adhesivo Xp Bond fue superior al Prime Bond Nt en cuanto a sellado marginal en un sustrato húmedo (6, 7). En estos estudios se especula sobre la posibilidad de que el terbutanol como solvente, permita un aumento de contenido de la resina adhesiva aumentando el grosor de la capa híbrida formando de esta manera una densa matriz de polímero que genera mejor sellado resistiendo al stress de contracción por polimerización y a la diferencia del coeficiente de expansión térmica.

Otros autores, han observado una mayor tendencia a la filtración con técnica húmeda para el Prime Bond Nt, cuando es comparado con el Excite en cavidades clase V (147-149) y en cavidades clase II (149), en concordancia con nuestros hallazgos.

El sistema adhesivo Prime Bond Nt obtuvo el mayor grado de microfiltración en el sustrato seco que los otros dos sistemas adhesivos Excite y Xp Bond. Esto puede ser atribuible a la poca capacidad de este sistema de promover la re-expansión de la matriz de colágeno parcialmente desmineralizada, creando así una zona no protegida de fibras que la hacen susceptible a la degradación hidrolítica (38, 74, 150). Cualquier colapso de la matriz de fibras colágenas por el exceso de secado, impediría a los monómeros penetrar a áreas más profundas aumentando (151) porosidades y espacios submicrónicos que exponen el colágeno de la interfase diente-resina a una continua degradación (152).

En el sustrato húmedo el Prime Bond Nt también exhibió mayor grado de filtración que los otros sistemas Excite y Xp Bond. Esto podría deberse a que la acetona en contacto con la humedad de la dentina aumenta el punto de ebullición de la acetona y disminuye el punto de ebullición del agua. La acetona y el agua se evaporan de la dentina dejando la resina (145). Como la acetona se evapora más rápido que el etanol esto podría dejar una capa delgada de adhesivo inadecuada para soportar el estrés de contracción por polimerización y la diferencia de coeficiente de expansión térmica entre la resina y la estructura dentaria explicando de esta manera el mayor grado de filtración aunque no estadísticamente significativo en el sustrato húmedo que en el seco para el sistema adhesivo Prime Bond Nt. Quizás por esta razón Santine y cols recomiendan colocar dos capas del Prime Bond Nt en lugar de una como lo recomienda el fabricante para disminuir el grado de filtración en márgenes gingivales (142). En ese estudio también se encontró mayor filtración en dentina húmeda con el Prime Bond Nt que en dentina seca conllevando a los autores a concluir que es un resultado inesperado y no puede ser explicado dentro del presente protocolo experimental.

Como las casas comerciales generan productos protegidos por patentes, en los cuales no se revela la verdadera composición de los adhesivos, el estudio de productos comerciales, solo nos conduce a hipótesis concernientes a las propiedades de un componente en particular. En ese sentido intentaremos teorizar acerca de los resultados obtenidos en este estudio.

El sistema adhesivo Prime Bond Nt está compuesto principalmente por los monómeros Bis-GMA y PENTA disueltos en acetona (153). El Bis-GMA, es un monómero rígido y esto trae como consecuencia un efecto negativo en la tasa de conversión ya que al

polimerizar rápido y no ser flexible la conversión es baja. El PENTA, es un monómero ácido con capacidad de auto acondicionamiento y con un alto potencial de ser hidrolizado, explicando, los valores de microfiltración para este adhesivo en dentina húmeda. La principal ventaja de la acetona como solvente, es la alta presión de vapor la cual es cuatro veces más alta que etanol. Sin embargo, su alta volatilidad reduce la durabilidad de los adhesivos con acetona por la rápida evaporación del solvente, revelando las razones de su pobre desempeño, en los estudios de microfiltración. La capacidad de formar uniones de hidrogeno de un solvente ha demostrado ser importante para re-expandir la contraída malla de colágeno desmineralizada después de la deshidratación (154). Considerando, la baja capacidad de uniones de hidrogeno de la acetona esta no es capaz de reexpandir el colágeno desmineralizado contraído (155).

El sistema adhesivo Excite posee básicamente en su composición HEMA y Bis-GMA, disueltos en etanol. El HEMA es un monómero hidrofílico, lo que lo convierte en un excelente promotor de adhesión (156). La presión de vapor del HEMA es menor que la del agua y posiblemente menor que la del alcohol, exhibiendo un alto potencial de humectabilidad, ya que se simula la naturaleza de un solvente. Jacobsen y Soderholm (157) hipotetizaron que los adhesivos con HEMA son más susceptible a la contaminación acuosa además el HEMA en el adhesivo sin curar puede absorber agua y diluir los monómeros afectando su polimerización. Incluso aun después de la polimerización todavía puede exhibir propiedades hidrofílicas y conducir a la absorción de agua con el consecuente aumento de volumen y decoloración (96). Como todos los metacrilatos, el HEMA es vulnerable a la hidrólisis, especialmente a ph básico pero también a ph ácido (158), con lo cual el azul de metileno empleado como marcador pudo afectar este sistema adhesivo.

El Xp Bond, también posee PENTA y HEMA en su composición. Sin embargo otros monómeros dimetacrilatos como el TEGMA y el UDMA se le han añadido para proporcionarle resistencia mecánica formando polímeros densos y rígidos, que al ser de naturaleza hidrófoba, absorben menos agua después de polimerizados, disminuyendo la posibilidad de cambio de color (TEGMA>Bis-GMA>UDMA) (159). La presencia de estos monómero, puede ser la clave para lograr un sistema adhesivo menos susceptible a la degradación in vitro. Este sistema adhesivo posee terbutanol como solvente que tiene una presión de vapor similar al etanol, pero mayor estabilidad de cara a la reacción

química con los monómeros (153). Se ha demostrado que este alcohol es menos sensible a la degradación *in vitro*, exhibiendo un comportamiento similar en ambos sustratos (153). Por otro lado, una capa más gruesa de adhesivo podría también proporcionar un alivio del estrés de contracción por polimerización producido por el material de restauración gracias a su inherente mayor elasticidad (160).

Para cualquier material restaurador de reciente comercialización, es obligatorio convalidar los resultados de investigaciones clínicas con los resultados de estudios *in vitro* para valorar la efectividad y confiabilidad del producto antes de ser lanzado. De allí, que los resultados no puedan extrapolarse a la clínica diaria hasta que se realicen estudios *in vivo* que los corroboren. En ese sentido Blunck y col. (9) han realizado un estudio *in vivo* a 6 meses y han concluido que el sistema adhesivo simplificado de grabado total Xp Bond ha alcanzado los criterios de éxito de la A.D.A para una aceptación provisional con menos de un 5% de fallas después de seis meses.

Los resultados de nuestro estudio, indican que las diferencia en la composición de los sistemas adhesivos de grabado total simplificados, pueden crear una calidad de capa híbrida diferente mostrando mayor o menor filtración. La cantidad del monómero, el tipo de monómero y el tipo de solvente, afectan el desempeño de los sistemas adhesivos de grabado total a dentina. Por lo anteriormente expuesto, aceptamos la hipótesis alternativa ya que la capacidad de sellado del sistema adhesivo Xp Bond en ambos sustratos, resultó, superior a los otros dos sistemas de grabado total Excite y Prime Bond Nt.

7.3 Evaluación de la micro-morfología de la zona de interdifusión a través del microscopio electrónico de barrido.

Con la intención de examinar la micromorfología de la zona de interdifusión, los adhesivos son comúnmente aplicados en superficies oclusales planas o en cavidades clase V (121). Aunque las cavidades clase V representan una situación clínica con un

stress de contracción por polimerización mas real, las superficies oclusales planas permiten la estandarización de la profundidad de la dentina seleccionada y la dirección de los túbulos dentinarios. Por esta razón hemos observado la interfase formada en superficies dentinarias planas.

Es bien conocido que los procedimientos de preparación de especímenes para el Microscopio Electrónico de Barrido generan artefactos (161). En ese sentido Carvalho y cols (162) investigaron tres posibles técnicas alternativas al punto de secado crítico que anteriormente era el más comúnmente empleado. Entre el secado con HDMS hexa methylidisilazane, el secado peldri II y el secado con aire, estos autores encontraron que el HDMS es una buena alternativa al secado de punto crítico en preparación la preparación de los especímenes dentarios para el MEB. Sin Embargo, se ha demostrado que todas las formas de preparación de los especímenes investigados causan artefacto de contracción significativa y que el HDMS es cancerígeno y una técnica costosa (163). Por esta razón en este estudio, el secado con aire fue ejecutado considerando, que las exactas dimensiones de las características morfológicas vistas en el MEB, están influenciadas por la contracción que ocurre debido a la preparación del espécimen.

El método de secado de los especímenes empleado en este trabajo de investigación podría causar una excesiva contracción y así sobreestimar la anchura de la capa hibrida (164). Adicionalmente la contracción inducida por el vacío en el microscopio causa dificultades adicionales en la identificación de la capa hibrida. Razones por las cuales no hemos incluido un análisis minucioso de esta estructura.

Las limitaciones del SEM comparados con otros métodos de examinación han sido descritos (165). Sin embargo y a pesar del método usado (SEM o TEM) no se ha encontrado correlación entre el grosor de capa hibrida y la fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos (166, 167).

Algunos autores (168, 169) aseveran que la calidad más que la cantidad (grosor) de la capa de resina impregnada es de gran importancia para la creación de altas fuerzas de adhesión a dentina. En ese orden de ideas Frankenberg y Cols (170) determinaron que el cubrimiento de más de una capa aumenta el contenido de relleno de los materiales

adhesivos aumentando el grosor de la capa híbrida y absorbiendo el estrés del material (171). Sin embargo, este grosor es variable y directamente proporcional al adhesivo y a la técnica (172), generando un grosor de la capa adhesiva que no es igual en toda la superficie por la dispersión del relleno en la resina (173).

Desde el punto de vista clínico largos tags de resina y una capa híbrida gruesa no necesariamente implica comportamiento superior sobre sistemas adhesivos en los cuales esas características son menos pronunciadas (121). En este estudio, no encontramos diferencias significativas entre los sistemas adhesivos probados, observándose, numerosos y largos tags de resinas con ramas laterales en todos los adhesivos, sin importar el sustrato. Esto sugiere una buena humectabilidad de todos los sistemas adhesivos, con unas características anatómicas similares que nos conllevan a aceptar la hipótesis nula y rechazar la hipótesis alternativa.

Se puede especular, que los adhesivos obtenidos en este estudio, pueden también obtener una adhesión *in vivo* confiable. Sin embargo, para una recomendación clínica los resultados *in vitro* deben ser complementados con una evaluación clínica a largo plazo ya que el MEB, solo provee información básica de los puntos sobre los cuales se necesita información adicional.

7.4 Ensayo teórico de interacción química entre elementos básicos empleando el Software de simulación Mopac.

Para este estudio hemos empleado una metodología similar a la utilizada en una primera aproximación por Orellana y colaboradores (174), con la salvedad de que en este estudio hemos calculado la variación de la entalpía de los sistemas monómeros aminoácidos presentes en los adhesivos y colágeno dentinario respectivamente aplicando la fórmula $\Delta H = H(\text{productos}) - H(\text{reactivos})$, ya que según Chang (55) “solo se puede medir la variación de entalpía”. Esta aseveración la hace partiendo de la primera ley de la termodinámica en la que la energía no se pierde sino que se transforma y concluye que es posible calcular la variación de la energía interna midiendo la diferencia entre su estado inicial y su estado final.

Hasta la fecha no hemos encontrado estudios similares en el área odontológica, sin embargo, en el área de farmacológica, química y de biomateriales (175-178), se han empleado análisis similares con la finalidad de predecir, modelar y optimizar las interacciones moleculares, empleando software de simulación como el Mopac o similar MoCalc.

Basados en los resultados de este estudio podemos afirmar que el monómero HEMA contribuye en el fenómeno de la adhesión a nivel molecular a través de Puentes de hidrogeno producidos por la interacción de este monómero con los aminoácidos Prolina e Hidroxiprolina. Esta afirmación es producto de la comparación de la energía de enlace y la longitud de equilibrio de cada sistema o binomio monómero –aminoácido, con los de la tabla de Allen (tabla 18).

Tipo de enlace	Energía de enlace (Kcal/mol) ⁻¹	Longitud de equilibrio (Å)
Iónico	144-200	2-4
Covalente	15-192	0,8-3
Puente de hidrogeno	≈12	3
Dipolo-Dipolo	≈5	4
Dispersión London	≈10	<10

Tabla 18. Energía de enlace y distancia de enlace. Tabla de Allen modificada.(12)

Los monómeros, TEGMA y UDMA, contribuyen a este fenómeno interactuando con todos los aminoácidos del colágeno presente en la dentina a través de enlaces covalentes, siendo estos los más fuertes para contribuir al fenómeno adhesión según la teoría de la absorción (12). Estas interacciones a nivel molecular podrían ser las

responsables de la estabilidad de la adhesión a dentina que presentan algunos adhesivos de acuerdo a su composición química.

Los monómeros PENTA y Bis-GMA parecen no contribuir directamente en el proceso de adhesión con los aminoácidos relacionados a la dentina, ya que sus valores positivos de entalpia indican una reacción endotérmica de disociación de enlaces (179). Puede ser que dicho monómero este interactuando con la fracción inorgánica (Hidroxiapatita). En este estudio no se ha calculado la interacción entre monómeros y la fracción inorgánica de la dentina ya que el software Mopac Versión 7.0 no permite realizar cálculos de material inorgánico.

Los resultados obtenidos en este apartado de la investigación coinciden parcialmente con el de Orellana y colaboradores (174) donde se demostró a través de cálculos teóricos que existe una interacción entre el colágeno y los adhesivos Xp Bond y Excite, ya que los cálculos entálpicos (Ver anexo 1 y 2) denotaron una reacción espontánea de los componentes de los adhesivos con el colágeno. Sin embargo, con relación al Prime and Bond NT no se observó reacción espontánea (Ver anexo 3) lo que sugiere que no existe ningún tipo de unión química entre el adhesivo y el colágeno, discrepando con nuestros resultados ya que el Prime Bnd Nt posee en su composición PENTA y UDMA y aunque el PENTA no aporta ninguna interacción, queda demostrado que el UDMA interacciona con el colágeno del diente a través de enlaces covalentes. Quizás el solvente u otros componentes interactúen antagónicamente generando valores entálpicos positivos del sistema cuando se calcula la entalpia del sistema y no la variación de la entalpia. Hay que recordar, que estos cálculos teóricos se han realizado en un ambiente controlado en un medio gaseoso por defecto del programa, por lo que no es de extrañar que estos valores cambien en un ambiente acuoso como en el del solvente.

Debemos entender que la extrapolación de estas predicciones de modelado no pueden ser directamente aplicables a los biomateriales sobre superficies en condiciones fisiológicas, lo importante de este análisis teórico es la presentación de una aproximación inicial para el entendimiento de esos eventos tan complejos como el de la adhesión.

Probablemente, los valores de adhesión que se obtienen con un adhesivo basado en acetona, pudieran explicarse por la alta presión de vapor y por la facilidad de esta para dividir las moléculas de agua, generando una infiltración más penetrante de monómeros que al endurecer generan traba mecánica más amplia y profunda. Por otro lado, la falta de reactividad química de uno de sus monómeros pudiera explicar también la tendencia de este adhesivo a fallar en pruebas de micro filtración, ya que la unión dejaría espacios nanométricos por donde los fluidos pueden penetrar y producir la degradación de la interfase (38, 180). La reacción espontánea mencionada con antelación, resulta inversamente proporcional al grado de microfiltración según los resultados obtenidos por Rosales (181). Por lo anteriormente expuesto, aceptamos la hipótesis alternativa y rechazamos la hipótesis nula, ya que el sistema adhesivo Xp Bond, presenta, interacciones moleculares más estables que los sistemas adhesivos Excite y Prime Bond Nt.

Bajo las limitaciones de este estudio, podemos inferir que la dentina debe permanecer en condiciones de humedad ideal después del grabado cuando se emplean adhesivos de grabado total. La presentación comercial en forma de mono-dosis de estos sistemas adhesivos, debería preferirse a la convencional botella para disminuir el riesgo de la evaporación del solvente, que conlleva a una pobre hibridación de estos sistemas. Todos los adhesivos empleados en este estudio pueden utilizarse en la clínica diaria pero el uso del Xp Bond pareciera traducirse en menor microfiltración y mayor tasa de retención debido a que en su composición están presentes los tres monómeros que aportan enlaces covalentes y puentes de hidrógeno (Hema, Tagma y Udma), diferenciándose, de los otros dos sistemas adhesivos, Excite y Prime bond Nt, que solo poseen Hema y Tagma respectivamente.

8. CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Los resultados del presente trabajo de investigación permiten concluir:

1. En promedio el Xp Bond, resultó en mayor fuerza de adhesión (33,03 Mpa) aunque no de manera significativa cuando se comparó con el Prime Bond Nt (30,59 Mpa) pero si cuando se contrastó con el Excite (26,09 Mpa). La adhesión a dentina húmeda resultó en mayor fuerza de resistencia a la tensión (33,91 Mpa) que a dentina seca (25,90 Mpa). En el ensayo de microtension, la fuerza de adhesión inmediata resultó mayor (35,32 Mpa) que la fuerza de adhesión post-envejecido (24,49 Mpa).

La fuerza de adhesión inmediata del adhesivo Xp Bond a través del MTBS a dentina húmeda fue de (42,66 Mpa) y en dentina seca de (37,26 Mpa). Para el Prime and Bond Nt los valores de adhesión inmediata, fueron de (43,45 Mpa) en el sustrato húmedo y de (28,81 Mpa) en el sustrato seco. El sistema adhesivo Excite después del envejecido presentó valores de (30,70 Mpa) en el sustrato húmedo y de (29,05 Mpa) en el sustrato seco.

La fuerza de adhesión post-envejecido del adhesivo Xp Bond a través del MTBS a dentina húmeda es de (30,94 Mpa) y en dentina seca de (21,27 Mpa). Para el Prime and bond Nt los valores post-envejecido, fueron de (31,45Mpa) en el sustrato húmedo y (18,65) Mpa en el sustrato seco. El sistema adhesivo excite después del envejecido presentó valores de (24,29) Mpa en el sustrato húmedo y de (20,34) en el sustrato seco.

2. Bajo las condiciones en las que se realizó este estudio, el sistema adhesivo Xp Bond mostró, mayor capacidad de sellar los márgenes gingivales de las restauraciones clase V después del termociclado, que los sistemas adhesivos de grabado total Excite y Prime Bond Nt. En conclusión, se puede afirmar que los Adhesivos Excite y Prime bond Nt producen en promedio un grado mayor de Filtración que el Xp Bond, sin importar el tipo de sustrato utilizado, ya sea Húmedo o seco.

3. El estudio de la zona de interdifusión a través del MEB, mostró que los de tags y microtags de los tres sistemas adhesivos, establecen un íntimo contacto con las fibras colágenas de la dentina. Los tags y las ramas laterales o microtags, fueron numerosos y penetraron profusamente en el sistema canalicular, estableciendo una íntima relación con las fibras colágenas de la dentina intertubular. Todos los sistemas adhesivos utilizados mostraron una morfología interfacial similar con la dentina independiente del sustrato o tipo de adhesivo.

4. Los resultados entálpicos, producto de los cálculos teóricos con el software Mopac, evidencian una formación de puentes de hidrógeno y enlaces covalentes entre algunos monómeros de los sistemas adhesivos (Xp Bond, Excite, Prime Bond Nt) y la unidad estructural del colágeno de la dentina, (Glicina, Prolina, Hidroxiprolina) contribuyendo al fenómeno de adhesión, según la teoría de la absorción. Los monómeros (Tegma y Udma) aportan enlaces covalentes y el monómero (Hema) puentes de hidrógeno. Los monómeros Penta y Bis-Gma no generan ningún tipo de interacción con la unidad estructural del colágeno.

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

9. PERSPECTIVAS DE FUTURO

Basados en la experiencia obtenida en el presente trabajo de investigación y con la intención de conocer aspectos no tratados del sistema adhesivo Xp Bond, se podrían realizar los siguientes estudios en un futuro:

1. Ejecutar pruebas clínicas para valorar la efectividad de estos sistemas adhesivos, antes de formular conclusiones definitivas.
2. Correlacionar los resultados obtenidos en el estudio *in vivo*, con los datos obtenidos a través de pruebas *in vitro*.
3. Realizar un estudio *in vitro* con adhesivos experimentales, variando diferentes cantidades de un solo componente, para determinar, el grado de contribución de ese elemento en el fenómeno de la adhesión.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referencias Bibliográficas

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53.
2. Schwartz R SJ, Robbins W. . *Fundamentos en Odontología Operatoria.* 1 ed. Caracas: Actualidades Médico Odontológicas; 1999.
3. Molla K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent.* 2002 Fall;4(3):171-80.
4. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent.* 2003 Feb;16(1):6-12.
5. Cardoso Pde C, Lopes GC, Vieira LC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent.* 2005 May-Jun;30(3):376-81.
6. Rosales-Leal JI. Microleakage of Class V composite restorations placed with etch-and-rinse and self-etching adhesives before and after thermocycling. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 2:255-9.
7. Manhart J, Trumm C. Microleakage of XP Bond in Class II cavities after artificial aging. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 2:261-4.
8. Lattaa MA. Shear bond strength and physicochemical interactions of XP Bond. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 2:245-8.
9. Blunck U, Knitter K, Jahn KR. Six-month clinical evaluation of XP BOND in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 2:265-8.
10. Barrancos J. *Operatoria Dental. Adhesión a estructura dentaria.* 3 ed ed. Buenos Aires: Editorial Panamericana; 1999.
11. Toledano M. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos.* 1 ed ed. Madrid: Ediciones Avances Medico-Dentales; 2003.
12. Allen KW. Adsorption theory of adhesion. . In: Packham D, editor. *Handbook of Adhesion.* UK: Longman Scientific and technical; 1992. p. 39-41.

13. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent*. 1994 Apr;22(2):73-81.
14. Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Nomura Y, et al. Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues. *J Biomed Mater Res*. 2002 Jan;59(1):56-62.
15. Gladwin M BM. *Clinical Aspects of Dental Materials Theory, Practice and Cases*. 2 ed ed. United States of America: Williams & Wilkins; 2004.
16. Anusavice K. *Ciencia de los materiales dentales*. 11 ed ed. Madrid: Elsevier; 2004.
17. Henostroza H. *Adhesión en Odontología Restauradora*. 2ª ed. Curitiba: Maio; 2004.
18. Gurel G. *The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers*. Chicago: Quintessence; 2003.
19. L Vanini FM, O Klimovskaia. . *Conservative restoration of anterior teeth*. Viterbo, Italia: ACME; 2003.
20. Ben-Amar A, Pilo R, Shapinko E, Lewinstein I. A microleakage study of single-bottle adhesives applied to enamel and cementum and aged by both occlusal loading and thermocycling. *Quintessence Int*. 2005 Mar;36(3):177-82.
21. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*. 2000 Mar;79(3):812-7.
22. Silverstone LM. Structure of carious enamel, including the early lesion. *Oral Sci Rev*. 1973;3:100-60.
23. Robinson C, Kirkham J, Briggs HD, Atkinson PJ. Enamel proteins: from secretion to maturation. *J Dent Res*. 1982 Dec;Spec No:1490-5.
24. Kuhar M, Cevc P, Schara M, Funduk N. Enhanced permeability of acid-etched or ground dental enamel. *J Prosthet Dent*. 1997 Jun;77(6):578-82.
25. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):25D-30D.
26. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res*. 1996 Apr;75(4):1034-44.

27. Avery J. Dentin: In oral histology and embryology. St. Louis: Bhaskar,SN. Mosby, Co; 1998.
28. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int.* 1995 Feb;26(2):95-110.
29. Roulet JF. Buonocore Memorial Lecture. Adhesive dentistry in the 21st century. *Oper Dent.* 2000 Sep-Oct;25(5):355-66.
30. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998 Jan;26(1):1-20.
31. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent.* 2001 Nov-Dec;23(6):481-6.
32. Robertson T HH, Swift E. . Sturdevant's art and science of operative dentistry. 4 ed ed. St. Louis Mosby 2002.
33. Summit J RJ, Schwartz R. Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach. 2 ed ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2001.
34. Carrillo S. Capa híbrida. . *ADM* 2005; 62 (5):181-84.
35. Stanford JW, Sabri Z, Jose S. A comparison of the effectiveness of dentine bonding agents. *Int Dent J.* 1985 Jun;35(2):139-44.
36. Rixio J. Adhesion en odontología contemporánea II. 2003 [updated 2003; cited 15 Jul 2007]; Available from: <http://odontologia-online.com/casos/part/RA/RA05/ra05.html>.
37. Finger WJ, Balkenhol M. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. *J Adhes Dent.* 1999 Winter;1(4):311-4.
38. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):215-35.
39. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent.* 1994 Jun;22(3):141-6.
40. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 2000 Jun;131 Suppl:20S-5S.
41. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent.* 1995 Apr;8(2):88-92.

42. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002 Sep-Oct;24(5):456-61.
43. Roulet J WN, Fuzzi, M. . *Advances in operative dentistry. Challenges of the future advances in operative dentistry. Challenges of the future: Quintessence Publishing; 2001.*
44. Sundfeld RH, Valentino TA, de Alexandre RS, Briso AL, Sundfeld ML. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *J Dent*. 2005 Sep;33(8):675-81.
45. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 2001 Fall;3(3):237-45.
46. 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*. 2005 Feb;84(2):118-32.
47. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004 Jun;83(6):454-8.
48. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*. 2000 Feb;79(2):709-14.
49. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005 Sep;21(9):864-81.
50. Garcia B. *Patología y Terapeutica Dental*. 1 ed. Madrid: Síntesis; 1997.
51. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997 Sep;25(5):355-72.
52. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*. 1996 Jun;75(6):1396-403.
53. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater*. 2002 Nov;18(7):495-502.
54. Paniagua JC, Alemany P. *Química Quántica Barcelona*; 2003. p. 1234.

55. Chang R. Química. In: Interamericana. MGH, editor. Novena edición ed; 2007. p. 228.
56. Brown T. Química la Ciencia Central. In: Educación P, editor. Novena Edición ed. México; 2004.
57. Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater*. 2007 Mar;23(3):385-91.
58. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 1993 Oct;43(5):492-8.
59. Cavalcante LM, Erhardt MC, Bedran-de-Castro AK, Pimenta LA, Ambrosano GM. Influence of different tests used to measure the bond strength to dentin of two adhesive systems. *Am J Dent*. 2006 Feb;19(1):37-40.
60. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*. 1995 Oct;74(10):1679-88.
61. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998 Jun;14(3):212-21.
62. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999 Feb;78(2):699-705.
63. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999 Winter;1(4):299-309.
64. Meira JB, Souza RM, Driemeier L, Ballester RY. Stress concentration in microtensile tests using uniform material. *J Adhes Dent*. 2004 Winter;6(4):267-73.
65. Kerby RE, Knobloch LA, Clelland N, Lilley H, Seghi R. Microtensile bond strengths of one-step and self-etching adhesive systems. *Oper Dent*. 2005 Mar-Apr;30(2):195-200.
66. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Ogata M, et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent*. 2006 Apr;34(4):283-91.
67. Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent*. 2006 Sep-Oct;31(5):569-76.

68. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater.* 2006 May;22(5):420-5.
69. Gwinnett AJ, Kanca JA, 3rd. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent.* 1992 Apr;5(2):73-7.
70. Perdigao J, Swift EJ, Cloe BC. Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. *Am J Dent.* 1993 Apr;6(2):61-4.
71. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent.* 1998 Dec;11(6):281-5.
72. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent.* 2003 Fall;5(3):183-92.
73. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent.* 2000 Dec;13(6):324-8.
74. Manso AP, Marquezini L, Jr., Silva SM, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):476-82.
75. Reis A, Grande RH, Oliveira GM, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):862-70.
76. Zhang ZX, Huang C, Zheng TL, Wang S, Cheng XR. Effects of residual water on microtensile bond strength of one-bottle dentin adhesive systems with different solvent bases. *Chin Med J (Engl).* 2005 Oct 5;118(19):1623-8.
77. Yamamoto K, Suzuki K, Suwa S, Miyaji H, Hirose Y, Inoue M. Effects of surface wetness of etched dentin on bonding durability of a total-etch adhesive system: comparison of conventional and dumbbell-shaped specimens. *Dent Mater J.* 2005 Jun;24(2):187-94.
78. Miars JR, Jr., Charlton DG, Hermes CB. Effect of dentin moisture and storage time on resin bonding. *Am J Dent.* 1995 Apr;8(2):80-2.
79. Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaft R, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strength. *Dent Mater.* 2006 Dec;22(12):1150-6.

80. Mohan B, Kandaswamy D. A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents bonded to dry and moist dentin in vitro study. *Quintessence Int.* 2005 Jul-Aug;36(7-8):511-21.
81. Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):669-76.
82. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):17-24.
83. Xie B, Dickens SH, Giuseppetti AA. Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent.* 2002 Jun;15(3):177-84.
84. Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil.* 1993 May;20(3):291-300.
85. Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 2003 Mar;24(6):1013-21.
86. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):269-75.
87. Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent.* 1987 May;57(5):574-6.
88. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999 Feb;27(2):89-99.
89. Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater.* 1996 Sep;12(5):302-7.
90. Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater.* 1998 Sep;14(5):347-52.
91. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent.* 1999 Autumn;1(3):211-8.
92. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater.* 2000 Jan;16(1):1-6.

93. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*. 2001 May;17(3):268-76.
94. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent*. 2003 Spring;5(1):47-56.
95. Meiers JC, Young D. Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent*. 2001 Jun;14(3):141-4.
96. Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent*. 1999 Dec;12(6):295-8.
97. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998 Dec 5;42(3):465-72.
98. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):306-11.
99. Gwinnett AJ, Yu S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent*. 1995 Apr;8(2):109-11.
100. Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, Preston CD, Russell CM, Pashley DH. The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J Dent Res*. 1996 Nov;75(11):1851-8.
101. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med*. 2005 Aug;16(8):727-32.
102. Burger KM, Cooley RL, Garcia-Godoy F. Effect of thermocycling times on dentin bond strength. *J Esthet Dent*. 1992 Nov-Dec;4(6):197-8.
103. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*. 2001 Jul;80(7):1605-14.
104. Watts DC, McAndrew R, Lloyd CH. Thermal diffusivity of composite restorative materials. *J Dent Res*. 1987 Oct;66(10):1576-8.
105. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract*. 2006 May 1;7(2):26-36.

106. Cardoso MV, Moretto SG, de Carvalho RC, Russo EM. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. *Braz Oral Res.* 2008 Apr-Jun;22(2):170-5.
107. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent.* 2001 Jan;29(1):55-61.
108. Gregoire GL, Akon BA, Millas A. Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2002 Jun;87(6):633-41.
109. Lopes GC, Cardoso PC, Vieira LC, Baratieri LN, Rampinelli K, Costa G. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Dent J.* 2006;17(1):39-43.
110. Gallo JR, Burgess JO, Xu X. Effect of delayed application on shear bond strength of four fifth-generation bonding systems. *Oper Dent.* 2001 Jan-Feb;26(1):48-51.
111. Perdigao J, Swift EJ, Jr., Lopes GC. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int.* 1999 Dec;30(12):819-23.
112. Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int.* 2001 May;32(5):385-90.
113. Perdigao J, Geraldeli S, Carmo AR, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(1):31-8.
114. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent.* 1999 Autumn;1(3):191-209.
115. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater.* 2001 Jul;17(4):316-21.
116. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2002 Apr;46(2):211-45, v-vi.
117. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997 Jul-Aug;22(4):173-85.
118. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent.* 2001 Aug;14(4):252-8.

119. Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ, Jr. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent*. 2006 Nov-Dec;31(6):670-6.
120. Owens BM. The effect of different drying methods for single step adhesive systems on microleakage of tooth colored restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2003 Feb 15;4(1):1-9.
121. Radovic I, Vulicevic ZR, Garcia-Godoy F. Morphological evaluation of 2- and 1-step self-etching system interfaces with dentin. *Oper Dent*. 2006 Nov-Dec;31(6):710-8.
122. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent*. 2003 Aug;16(4):239-43.
123. Ernsta CP, Kotter T, Victor A, Canbek K, Brandenbusch M, Willershausen B. Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. *J Adhes Dent*. 2004 Spring;6(1):25-32.
124. Owens BM, Johnson WW, Harris EF. Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Oper Dent*. 2006 Jan-Feb;31(1):60-7.
125. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003 Feb;82(2):136-40.
126. Lopes GC, Franke M, Maia HP. Effect of finishing time and techniques on marginal sealing ability of two composite restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2002 Jul;88(1):32-6.
127. Muangmingsuk A, Senawongse P, Yudhasaraprasithi S. Influence of different softstart polymerization techniques on marginal adaptation of Class V restorations. *Am J Dent*. 2003 Apr;16(2):117-9.
128. Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):319-27.
129. Yazici AR, Baseren M, Dayangac B. The effect of current-generation bonding systems on microleakage of resin composite restorations. *Quintessence Int*. 2002 Nov-Dec;33(10):763-9.
130. Maior JR, Da Figueira MA, Netto AB, de Souza FB, da Silva CH, Tredwin CJ. The importance of dentin collagen fibrils on the marginal sealing of adhesive restorations. *Oper Dent*. 2007 May-Jun;32(3):261-5.
131. Awliya WY, El-Sahn AM. Leakage pathway of Class V cavities restored with different flowable resin composite restorations. *Oper Dent*. 2008 Jan-Feb;33(1):31-6.

132. Costa Pfeifer CS, Braga RR, Cardoso PE. Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006 Feb;137(2):197-202.
133. Zivkovic S. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. *Quintessence Int.* 2000 Jun;31(6):423-9.
134. Uctasli MB, Tinaz AC. Microleakage of different types of temporary restorative materials used in endodontics. *J Oral Sci.* 2000 Jun;42(2):63-7.
135. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent.* 2001 Nov-Dec;26(6):603-8.
136. Dos Santos PH, Pavan S, Assuncao WG, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Influence of surface sealants on microleakage of composite resin restorations. *J Dent Child (Chic).* 2008 Jan-Apr;75(1):24-8.
137. Arisu HD, Uctasli MB, Eliguzeloglu E, Ozcan S, Omurlu H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Oper Dent.* 2008 Mar-Apr;33(2):135-41.
138. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent.* 2007 Mar-Apr;32(2):179-84.
139. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig.* 2002 Dec;6(4):244-8.
140. Silveira de Araujo C, Incerti da Silva T, Ogliaeri FA, Meireles SS, Piva E, Demarco FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2006 Nov 1;7(5):26-33.
141. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent.* 1996 Aug;9(4):167-73.
142. Santini A, Plasschaert AJ, Mitchell S. Marginal leakage of filled dentin adhesives used with wet and dry bonding techniques. *Am J Dent.* 2000 Apr;13(2):93-7.
143. Santini A, Mitchell S. Effect of wet and dry bonding techniques on marginal leakage. *Am J Dent.* 1998 Oct;11(5):219-24.
144. Santini A. Microleakage of resin-based composite restorations using different solvent-based bonding agents and methods of drying acid-etched dentin. *Am J Dent.* 1999 Aug;12(4):194-200.

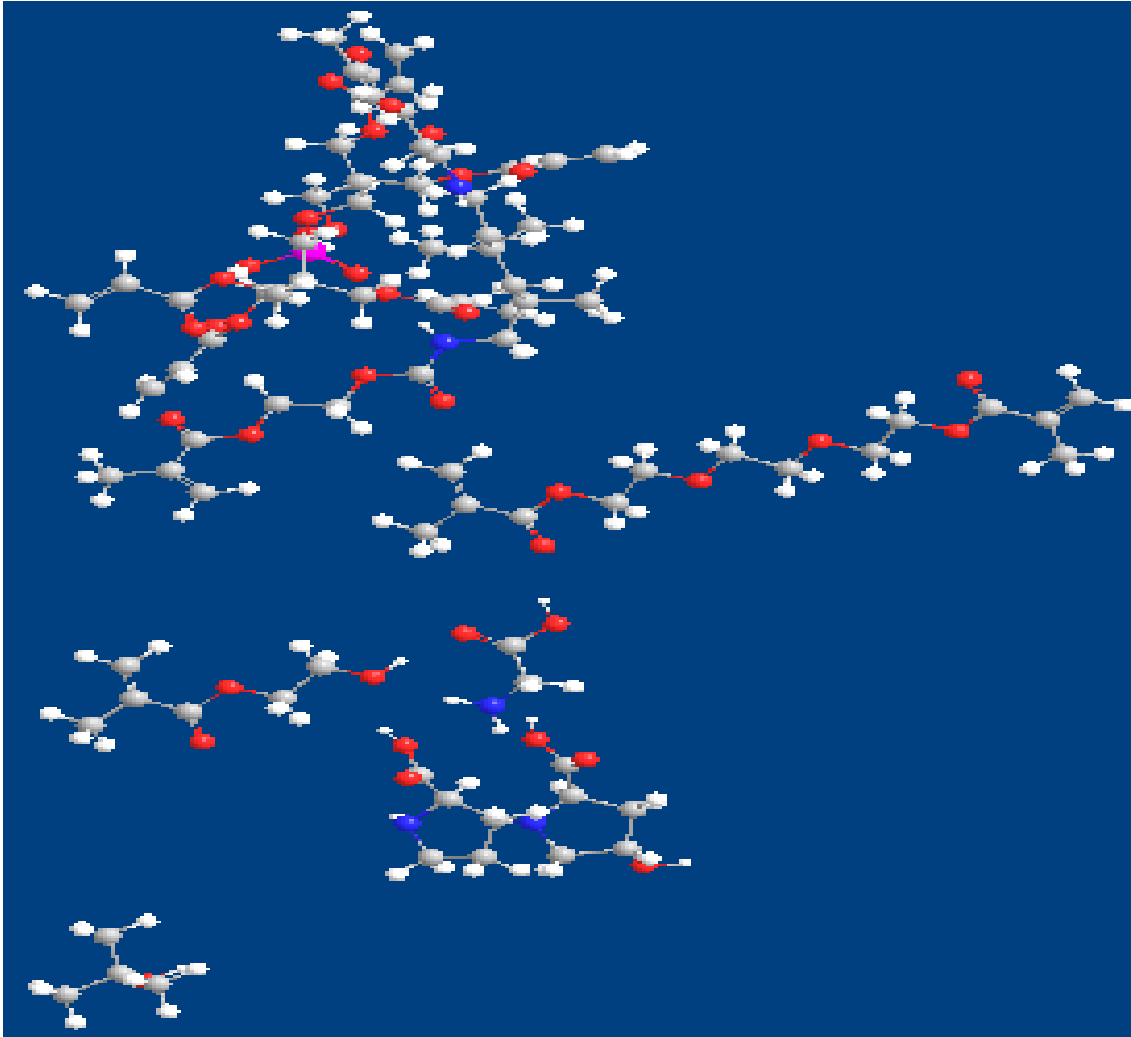
145. Saunders WP, Saunders EM. Microleakage of bonding agents with wet and dry bonding techniques. *Am J Dent.* 1996 Feb;9(1):34-6.
146. Vargas MA, Swift EJ, Jr. Microleakage of resin composites with wet versus dry bonding. *Am J Dent.* 1994 Aug;7(4):187-9.
147. Santini A, Plasschaert AJ, Mitchell S. Microleakage of tetric ceram/excite and Ariston pHc/Ariston liner. *Am J Dent.* 2001 Oct;14(5):309-13.
148. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *Am J Dent.* 2004 Aug;17(4):257-61.
149. Ernst CP, Cortain G, Spohn M, Rippin G, Willershausen B. Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dent Mater.* 2002 Jun;18(4):351-8.
150. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater.* 1996 Jul;12(4):236-44.
151. Pioch T, Kobaslija S, Schagen B, Gotz H. Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J Adhes Dent.* 1999 Summer;1(2):135-42.
152. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent.* 1994 Mar-Apr;19(2):59-64.
153. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007 Sep;28(26):3757-85.
154. Pashley DH, Agee KA, Nakajima M, Tay FR, Carvalho RM, Terada RS, et al. Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *J Biomed Mater Res.* 2001 Aug;56(2):273-81.
155. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent.* 2002 Apr;15(2):97-102.
156. Hitmi L, Bouter D, Degrange M. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dent Mater.* 2002 Nov;18(7):503-11.
157. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater.* 1995 Mar;11(2):132-6.

158. Kazantsev OA SK, Sivokhin AP, Tel'nov SV, Zhiganov IV, Kuznetsov AE. . Hydrolysis of 2-hydroxyethyl methacrylate in concentrated aqueous solutions. *Russ J Appl Chem.* 2003;76(8):1296-8.
159. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003 Feb;24(4):655-65.
160. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. 1993/10/01 ed.; 1993.
161. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Lopes AL. Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mater Res.* 1995 Sep;29(9):1111-20.
162. Carvalho RM, Yoshiyama M, Brewer PD, Pashley DH. Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol.* 1996 Apr;41(4):379-86.
163. Moura SK, Santos JF, Ballester RY. Morphological characterization of the tooth/adhesive interface. *Braz Dent J.* 2006;17(3):179-85.
164. Itou K, Torii Y, Oyama F, Yoshiyama M, Pashley DH. Effect of drying methods on hybrid layer thickness. *Am J Dent.* 2003 Oct;16(5):335-9.
165. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent.* 2000 Nov;13(Spec No):3D-18D.
166. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res.* 1996 Sep;75(9):1706-15.
167. Perdigao J, May KN, Jr., Wilder AD, Jr., Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent.* 2000 May-Jun;25(3):186-94.
168. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater.* 1994 Jul;10(4):241-6.
169. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater.* 2002 Jul;18(5):359-69.
170. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater.* 2001 Sep;17(5):373-80.

171. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater.* 2000 Nov;16(6):406-11.
172. Abdalla AI, Davidson CL. Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent.* 1993 Dec;6(6):295-8.
173. Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2002;112(10):1006-11.
174. Orellana Noe RM, Mercade, Montse; Durán-Sindreu, Fernando; Ali, Akram. Evaluación de la fuerza de adhesión de tres sistemas adhesivos de grabado total aplicados a dentina seca y húmeda. Barcelona: Universidad Internacional de Cataluña; 2007.
175. Botta M, Corelli F, Manetti F, Tafi A. Molecular modeling as a powerful technique for understanding small-large molecules interactions. *Farmaco.* 2002 Feb;57(2):153-65.
176. Wada M, Sakurai M. A quantum chemical method for rapid optimization of protein structures. *J Comput Chem.* 2005 Jan 30;26(2):160-8.
177. Depizzol DB, Paiva MH, Dos Santos TO, Gaudio AC. MoCalc: a new graphical user interface for molecular calculations. *J Comput Chem.* 2005 Jan 30;26(2):142-4.
178. Latour RA, Jr., Hench LL. A theoretical analysis of the thermodynamic contributions for the adsorption of individual protein residues on functionalized surfaces. *Biomaterials.* 2002 Dec;23(23):4633-48.
179. Orgánica GdS. LAS REACCIONES EN EL ENLACE COVALENTE. Barcelona: Universidad Jaume I; 2003 [updated 2003; cited 2009 02/03/09]; Available from: <http://www.sinorg.uji.es/Docencia/APMQ/TEMA6AQO.pdf> .
180. Duarte S, Jr., Perdigao J, Lopes MM. Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. *Oper Dent.* 2006 Jul-Aug;31(4):500-11.
181. Rosales J. XP Bond y el sellado de la interfase de unión. *Dentsply Noticias.* 2007:18-20.

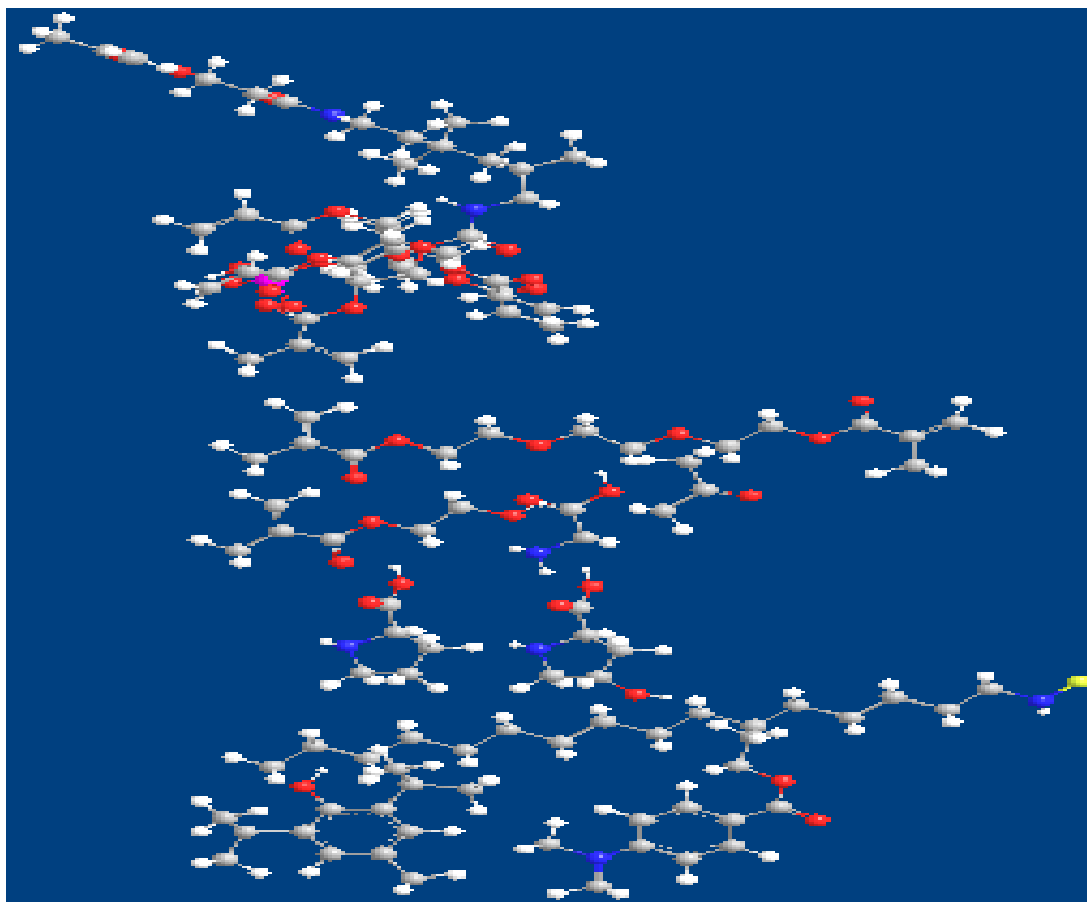
11. ANEXOS

Anexo 1



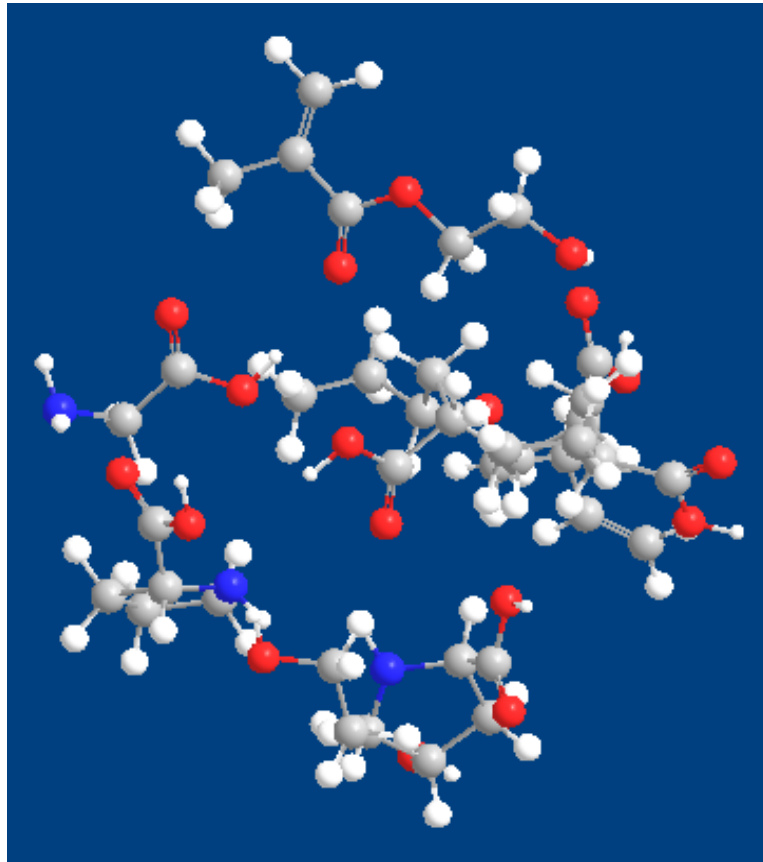
Calculo teórico del ΔH del *Xp Bond* + colágeno $\Delta H = -1722.69565$ kcal/mole utilizando mopac con (AM1).

Anexo 2



Cálculo teórico del ΔH del Prime Bond Nt + colágeno $\Delta H=9427.88272$ kcal/mole
utilizando Mopac con (AM1).

Anexo 3



Cálculo teórico del ΔH del *excite*+colageno $\Delta H=-919,75766$ kcal/mole utilizando mopac con (AM1).

Anexo 4

35

COMPARATIVE STUDY OF THE MICROTENSILE BOND STRENGTH OF THREE DIFFERENT TOTAL ETCH ADHESIVES WITH DIFFERENT SOLVENTS TO WET AND DRY DENTIN. (*In Vitro* Test)

Noé Orellana¹, Robert Ramírez¹, Miguel Roig², Luís Giner², Montse Mercade², Fernando Durón², Gerardo Herrera¹

¹Dental School, Los Andes University (ULA), Mérida/Venezuela.

²Dental School, International Catalonia University (UIC), Barcelona/Spain.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the microtensile bond strength of three different total etch adhesives: XP Bond (Caulk-Dentsply) versus Excite (Ivoclar/Vivadent) and Prime & Bond NT (Caulk-Dentsply).

Forty two (42) third human molars were cut to expose the dentinal surface. They were divided into three groups of 14 teeth (G1: XP Bond, G2: Excite, G3: Prime & Bond NT) and two groups of seven teeth for each moisture condition: moist dentin (GM) and dry dentin, (GD). The total-etch technique was used with each moisture variation. The adhesives and composites A3 (Ceram Duo G1, G3 and Tetric Ceram G2) were applied according to manufacturer's instructions. Teeth were cut with an ISOMET 1000 (Buehler Ltd.) to obtain 1 mm² x 10 mm bars, which were subject to a traction test at 5 mm/min in a universal testing machine (Adamel Lhomargy DY 36). The collected data were recorded and analyzed using an experimental design

for studying two factors of fixed effects with software Statgraphics version 5.1.

For the variable type of adhesive, we found $p=0.000$; for the variable substrate condition, $p=0.0012$, and for interaction between both factors, $p=0.0457$, which indicates significant statistical differences. The values for microtensile bond strength were $G1M=55.0642$ MPa Standard deviation (SD) 3.09768; $G1D=39.115$ MPa SD 2.86789; $G2M=34.1607$ MPa SD 2.86789; $G2D=32.7373$ MPa SD 2.77065; $G3M=37.3407$ MPa SD 2.86789 and $G3D=31.0593$ MPa SD 2.77065.

XP Bond showed the greatest values of microtensile bond strength under both conditions. Moist substrate increases the values of microtensile bond strength for the adhesives tested; however, Excite shows lower susceptibility to variation of dentinal moisture.

Key words: tensile strength, adhesives, dentin bonding agents, solvents, ethanol, acetone, tert-butyl alcohol

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE TRES ADHESIVOS DE GRABADO TOTAL CON DIFERENTES SOLVENTES EN CONDICIONES DE DENTINA HÚMEDA Y SECA. (*Estudio in Vitro*)

RESUMEN

El objetivo de esta investigación fue comparar la resistencia adhesiva en micro-tensión del sistema adhesivo de grabado total XP Bond (Caulk- Dentsply) vs. Excite (Ivoclar/ Vivadent) y Prime & Bond NT (Caulk-Dentsply).

Cuarenta y dos (42) terceros molares humanos fueron cortados exponiendo la superficie dentinaria. Se dividieron en 3 grupos de 14 dientes (G1 XP Bond, G2 Excite, G3 Prime & Bond NT) y a su vez en 2 grupos de 7 dientes para cada condición de dentina húmeda (GH) y/o seca, (GS). Se empleó la técnica de grabado total con la respectiva variación de humedad, siguiendo las instrucciones del fabricante se colocaron los adhesivos y la resinas compuestas restauradoras color A3 (Ceram Duo G1, G3 y Tetric Ceram G2). Los dientes fueron seccionados con una sierra ISOMET 1000 (Buehler Ltd.) hasta obtener barras de 1mm² x 10 mm, que fueron sometidas a tracción a una velocidad de 5 mm/min en la máquina de pruebas universales (Adamel Lhomargy DY 36). Los datos recolectados fueron grabados y analizados utilizando un diseño experimental para el estudio

de dos factores de efectos fijos utilizando el software Statgraphics versión 5.1.

La variable tipo de adhesivo obtuvo un valor $p=0.000$, para la variable condición del sustrato $p=0.0012$ y las interacciones entre ambos factores $p=0.0457$ lo que indica diferencias estadísticas significativas. Los valores de resistencia a la tracción obtenidos fueron $G1h=55,0642$ MPa Desviación Estándar (DE) 3,09768; $G1s=39,115$ MPa DE 2,86789; $G2h=34,1607$ MPa DE 2,86789; $G2s=32,7373$ MPa DE 2,77065; $G3h=37,3407$ MPa DE 2,86789; $G3s=31,0593$ MPa DE 2,77065.

En las condiciones en que se realizó esta investigación, XP Bond presentó los mayores valores de resistencia adhesiva en ambas condiciones. La condición de sustrato húmedo aumenta los valores de resistencia adhesiva para los adhesivos evaluados; sin embargo el adhesivo Excite presenta una menor susceptibilidad a la variación de la humedad dentinal.

Palabras clave: resistencia a la microtensión, adhesivos de grabado total, adhesión seca versus adhesión húmeda, solventes para adhesivos dentinarios.

INTRODUCCIÓN

Adhesive systems have revolutionized the practice of restorative dentistry thanks to their reliable bonding to enamel and dentin. These developments, which continue today, have produced results that are reflected by materials that are easy to use and have greater bond strength and lower degradation in the oral environment. Nevertheless, it is advisable to pay proper attention to the technique and to have a thorough understanding of the adhesive process. These materials applied thinly serve to bond the restorative material effectively to the tooth structure, thus reducing and avoiding marginal microleakage. Adhesion to enamel has been reliable since it was introduced by Bonuocore in 1955¹ and has provided an ideal morphological surface since then, according to Schwartz². However, the moist, heterogeneous tubular ultra-structure of dentin poses a real challenge to adhesion.

The development of adhesive systems has been directly proportional to the improvement in aesthetic materials. There is a tendency to use adhesives with a simplified application technique, even though it seems to reduce the bond strength to dentin³ and increase its hydrolytic degradation, because adding increasingly hydrophilic monomers accelerates its degradation in the hybrid layer⁴. Three-step, ethanol-based total etch adhesives have been shown to provide greater microtensile bond strength to moist dentin than two-step adhesives⁵. Nevertheless, the number of steps and the difficulty in standardizing drying after washing causes dentists to choose adhesives with fewer steps.

One of the greatest achievements of manufacturers in the development of new adhesive materials has been simplifying the application procedure. The first step was to reduce the conventional three-step etch and wash adhesives to two step adhesives combining the first and second adhesive agents in a single bottle. Faster bonding and easy handling made one-bottle adhesives popular among dentists all over the world. Nowadays nearly all manufacturers produce one-bottle total etch adhesives and have begun to develop new adhesive formulae maintaining the classic one-bottle presentation (primer and adhesive). To increase the affinity of the monomers to partly demineralized dentin, manufacturers use different kinds of solvents (ethanol, acetone and water), which work under different moisture conditions and are susceptible to small variations in moisture.

A one-bottle total etch adhesive system made by Dentsply that uses the compound tert-butyl alcohol as a solvent has recently appeared on the market. According to the manufacturer, tert-butyl alcohol facilitates the performance of the adhesive because

it increases work time, significantly reduces sensitivity to the technique, and provides high bonding values to dentin and enamel.

Except for the results referenced by the manufacturer, to date we have not found any prior research measuring Xp Bond bond strength which we could contrast with other total etch adhesives or fifth-generation adhesives, as they are also known. Therefore we propose to determine and compare the microtensile bond strength of the new Xp Bond (tert-butyl alcohol) one-bottle total etch adhesive system to the conventional adhesives Excite (ethanol) and Prime & Bond NT (acetone) under moist and dry dentin conditions.

To do so, we proposed the following hypotheses:

Alternative hypothesis: The bond strength of XP Bond is superior to the bond strength of other one-bottle total etch adhesive systems when applied to dry dentin and moist dentin.

Null hypothesis: The bond strength of XP Bond is not superior to the bond strength of other one-bottle total etch adhesive systems when applied to dry dentin and moist dentin.

MATERIALS AND METHODS

Sample selection

For this study, 42 human third molars, extracted for different reasons, were selected. They were stored in 0.05% Chloramine T solution at room temperature. Inclusion criteria were that they should have no alteration in their anatomical integrity, no caries and no kind of filling. The molars were cleaned with a brush and pumice stone solution in water.

Sample preparation

Teeth were mounted in acrylic cubes to facilitate handling during sample preparation. The occlusal enamel was eliminated under refrigeration in a model trimmer with a carborundum disc until a flat dentin surface parallel to the occlusal surface was obtained. Specimens were inspected under magnification (2.5x Heine HR binocular microscope, Munich, Germany) to determine whether or not there was any remaining enamel. This exposed dentinal surface was polished with a series of Wetordry THREE-M-ITE 180, 400, 500 and 600 grit sandpaper to provide a homogenous dentinal smear layer.

Adhesive procedure and application of the restorative composite resin

The molars were divided at random into six experimental groups of 7 teeth each (n=7). Three (3) one-bottle total etch adhesive systems were used in this study, following manufacturer's instructions. (See Table 1 for a description of the materials used.)

Table 1: Chart showing the different adhesive systems used in this study

Manufacturer	Adhesive	Classification	Composition	Manufacturer's instructions
Dentsply De Trey	Xp Bond	One-bottle total etch	PENTA, UDMA, TEGMA amorphous functional silica nanofilling HEMA Tert-butyl alcohol.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apply etching acid for 15 seconds. 2. Wash etching acid for 15 seconds. 3. Remove excess water. 4. Apply adhesive and let act for 20 seconds. 5. Apply air gently to evaporate solvent. 6. Light-cure for 10-20 seconds. 7. Apply restorative material.
Dentsply De Trey	Prime & Bond NT	One-bottle total etch	PENTA, UDMA, T-resin cross linking agent. D-resin (small hydrophilic molecule) acetone, silica nanofilling.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apply acid for 15 seconds. 2. Wash etching acid. 3. Apply adhesive and dry to evaporate solvent. 4. Light-cure for 10-20 seconds. 5. Apply restorative material.
Ivoclar Vivadent	Excite	Total etch	HEMA, dimethylacrylates, phosphoric acid acrylate, highly dispersed silicon dioxide, initiators and stabilizers in alcohol solution.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apply the phosphoric acid gel for 15 seconds. 2. Remove the etch gel with water spray. 3. Remove excess water with high volume evacuation tip. 4. Apply adhesive with a micro applicator on all prepared dentinal surfaces for 10 seconds. 5. Evaporate the solvent for 3 seconds. 6. Polymerize for 10-20 seconds. 7. Apply restorative material.

The dentinal surface that had been prepared was etched with 37% Total Etch® phosphoric acid (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein Switzerland) for 15 seconds (see Fig. 12). It was immediately sprayed plentifully with air and water for 10 seconds and dried under a jet of air at a distance of 10 cm until the dentin was dry for the dry groups, or with a slightly moist gauze for the moist groups, leaving the dentinal surface visibly wet, as follows:

Group 1

Xp Bond, dry (G1D): 37% orthophosphoric acid (Ivoclar Vivadent) was applied for 15 seconds to the dentinal surface, which was then washed with water and thoroughly air-dried for 10 seconds. The dentin was dried for 10 seconds with an air syringe at a distance of approximately 10 cm from the surface (dry technique). Then the Xp Bond adhesive was applied according to the manufacturer's instructions.

Xp Bond moist (G1M): 37% orthophosphoric acid was applied for 15 seconds to the dentinal surface, which was then washed with water and dried with a small piece of gauze, leaving the surface visibly moist (moist technique). Then the Xp Bond adhesive was applied according to the manufacturer's instructions.

Group 2

Prime & Bond NT, (G2D): Teeth were treated in the same way as in group 1, except that Prime & Bond NT was used as an adhesive.

Prime & Bond NT (G2M): Teeth were treated in the same way as in group 2 except that in this case Prime & Bond NT was used as an adhesive.

Group 3

Excite dry (G3D): The samples were treated in the same way as groups 1 and 3, except that we used the adhesive Excite for this group.

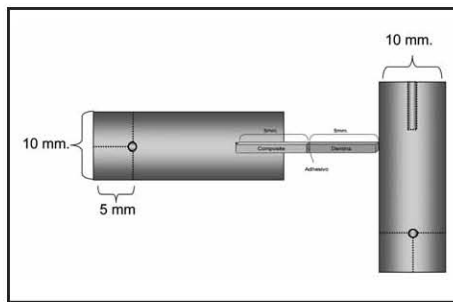


Fig. 1: Schematic drawing of the securing system.

Excite moist (G3M): Teeth were treated in the same way as groups 2 and 4, except that the adhesive system Excite was used for this group.

For each adhesive system we used a composite from the same manufacturer: Ceram duo color dentin A3 for the Dentsply adhesives, and Tetric Ceram A3 for the Excite group. The composite was applied in incremental 1 mm. layers up to a height of 5 mm. In all groups, each layer was polymerized for 20 seconds with a light-curing unit (Blue phase C8, Vivadent Ivoclar) at 800 mW/cm². Forty-two teeth were prepared altogether, 14 for each adhesive, divided into 7 for each condition (moist or dry dentin).

Microtensile bond strength test

Samples were stored in water at room temperature for 24 hours before cutting. The restored teeth were mounted on a precision saw (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) with a 0.4 mm low-speed diamond disc, with distilled water as a refrigerant. Specimens were cut into slices approximately 1mm thick and 10 mm long, in vestibulo-lingual direction and perpendicular to the adhesive interface. After it was cut into about 8 pieces, the whole tooth was rotated 90 degrees and cut again in mesio-distal direction. As a result of these cuts, rectangular prisms with a 1 mm² cross section were obtained, formed by two arms with an adhesive interface in between. On one side there was a 5 mm arm of composite and on the other a 5 mm arm of dentin obtained from a third cut. A total 15 bars, 10 mm long with 1 mm² cross section were prepared for each experimental group (n=15). They were inspected at 2.5 magnification under Heine HR binocular microscope to make sure they were made up only of dentin, adhesive and composite.

For the traction test, 0.5 mm thick plastic strips (Plakene tropic 111), 2 cm long by 1cm wide, were prepared and then glued with cyanoacrylate (Loctite, Spain) to the specimens on the dentin and composite segments respectively on two of their faces, leaving the adhesive interface free. To center the sample on the plastic strips, a 1mm cylinder was drawn in the middle of one end of the strip. The opposite end of the strip was pierced with the tip of a hot explorer at the intersection of a vertical and a horizontal line drawn at 5mm from the edges of the plastic strip. A 0.5 mm 50-100 nylon thread was passed through this hole to form a loop. (See Fig. 1.)

The samples mounted on the strips were fixed to the loading cell on the universal tester machine (Adamel Lhomargy DY 36), which was activated at a speed of 15 mm/min until it reached 10 N, and then continued at a speed of 5 mm/min. The Micro-Tensile Bond Strength (MTBS) data expressed in megapascals (MPa) were recorded. These results were obtained by dividing the force applied at the time of breakage (peak load) by the bonded area (1 mm²). Any specimens that broke during transport and mounting were discarded from the study. For data analysis we used an experimental design for the study of two fixed effect factors using Statgraphics software version 5.1.

RESULTS

Six (6) specimens were discarded from the study; three (3) due to contamination of the adhesive interface with glue when the samples were mounted on the plastic strips (2 G1M + 1 G3M), two (2) that broke when they were dropped while the samples were being mounted on the universal testing machine (1G1M + 1G2M) and one that became detached spontaneously (1G1D).

Variance analysis for bond strength expressed in MPa with a 95% confidence level revealed three p-values lower than 0.05: the bond values obtained with the different adhesives (P-value = 0.0000), type of substrate (P-value = 0.0012) and interaction between the two factors (P-value = 0.0457).

A multiple range comparison was needed to identify which adhesives differed significantly from each other regarding bond strength. The top of Table 2 shows 2 homogeneous groups according to the alignment of the X sign in the column. It shows that there is no statistically significant difference between Excite and Prime Bond NT, but there are significant differences between them and Xp Bond.

Table 2: Variance analysis for bond strength (MPa)

Source of variation	Sum of squares	Degrees freedom	Mean square	F- Coefficient	P-Value
<i>Main effects</i>					
A: Substrate	1298.31	1	1298.31	11.28	0.0012
B: Adhesive	3153.02	2	1576.51	13.69	0.0000
<i>Interactions</i>					
A*B	739.274	2	369.637	3.21	0.0457
Residues	8981.49	78	115.147		
Total (Corrected)	13835.8	83			

Source: Orellana N. (2007)

Table 3: Multiple range comparison for bond strength (MPa) according to adhesive

Adhesive	Count	Mean LS	Sigma LS	Homogeneous groups
Excite	29	33.449	1.99382	X
Prime Bond NT	29	34.2	1.99382	X
Xp Bond	26	47.0896	2.11071	X
<i>Contrast</i>				<i>+/- Limits</i>
Excite - Prime Bond NT		Difference -0.751		5.61358
Excite- Xp Bond		*-13.6406		5.78047
Prime Bond NT - Xp Bond		*-12.8896		5.78047

* Indicates a significant difference
Source: Orellana J. (2007)

Table 4: Multiple range comparison for bond strength (MPa) according to substrate

Substrate	Count	Mean LS	Sigma LS	Homogeneous groups
Dry	44	34.3039	1.61857	X
Moist	40	42.1885	1.70115	X
<i>Contrast</i>				<i>+/- Limits</i>
Moist - Dry		Difference *7.88464		4.67476

* Indicates a significant difference

The lower half of Table 2 shows the estimated difference between each pair of means. It can be seen that the bond strength of Xp Bond is higher those that of Excite (-13.6406) and Prime Bond NT (-12.8896) but there is no statistically significant difference between Excite and Prime Bond NT (-0.751). The asterisk beside the two pairs of adhesives indicates statistically significant difference at 95% confidence level.

In order to determine which kind of substrate is better for bonding, we conducted another multiple range comparison. It was found (see Table 3) that

the mean value for the moist substrate (42.19) is higher than the mean value for the dry substrate (34.30) with a statistically significant difference (7.88464).

The bond values of the different adhesives according to the substrate show interaction. This interaction is shown in Table 4, where it can be seen that Excite has low sensitivity to type of substrate, since the mean values in Mpa for moist substrate (34.16) and dry substrate (32.73) are very similar to each other, but lower when compared to Xp Bond. Prime Bond NT is slightly more sensitive to substrate than in Excite is, and has higher bond values for moist substrate (37.34), and slightly lower values for dry substrate (31.06). For Xp Bond, the bond values were higher than for the rest of the adhesives, both on dry substrate (39.11) and moist substrate (55.06), and it had the greatest sensitivity among all the adhesives tested in this study to variations in moist or dry condition (Table 5).

Table 5: Mean bond strength (MPa) for adhesives according to substrate

Level	Frequency	MEAN	Standard error	Lower limit	Upper limit
ADHESIVE ACCORDING TO SUBSTRATE					
Moist Excite	14	34.1607	2.86789	28.4512	39.8703
Dry Excite	15	32.7373	2.77065	27.2214	38.2533
Moist Prime Bond NT	14	37.3407	2.86789	31.6312	43.0503
Dry Prime Bond NT	15	31.0593	2.77065	25.5434	36.5753
Moist Xp Bond	12	55.0642	3.09768	48.8972	61.2312
Dry Xp Bond	14	39.115	2.86789	33.4055	44.8245

Source: Orellana N. (2007)

DISCUSSION

The evaluation of the tooth-adhesive interface often involves an attempt to determine interfacial bond strength. Although there does not seem to be consensus on the most effective way to measure bond strength, in the past decade there has been an increase in the use of the methodology known as Microtensile Bond Strength (MTBS)⁶. This microtensile methodology is based on the idea that better understanding of the interface bond strength can be obtained from multiple specimens (1mm² in a surface area) obtained from a tooth, whether in the shape of a rectangular prism or an hourglass⁷. This kind of information could lead to a better selection of the technique and restorative material, as *in vitro* results could be extrapolated more easily to daily clinical practice.

In previous decades the most frequently used laboratory procedure to measure dentin bonding was shearing. Flat dentinal surfaces were prepared on human or bovine teeth, onto which the adhesive system and restorative material were applied. A shearing force was applied to the dentin-resin interface, often using a knife or probe and the specimens were evaluated to determine the nature of the breakages (adhesive, cohesive or mixed).

However, this technique has been left aside due to the frequency of cohesive faults in the dentinal substrate, which is directly proportional to the bond strength⁸ and because it lacks the sensitivity needed for discovering subtle differences between bonding systems and procedures, as compared to the traction technique or MTBS⁹.

Therefore we prefer the MTBS system for evaluating bond strength, as it has advantages over the conventional shearing and bonding resistance to traction methodology for the following reasons:

1. Several specimens or compound samples of dental structure, adhesive and composite can be prepared from just one tooth¹⁰.
2. Substrates of clinical significance such as dentin caries, sclerotic dentin, cervical zone and enamel can be evaluated¹¹.
3. Results are more reliable because specimens with a smaller surface area are more homogeneous and have fewer defects, enabling greater bond strength values¹².
4. Regional differences in bond strength within a single tooth can be evaluated¹³.
5. The technique has fewer cohesive faults in dentin compared to other techniques such as shearing¹³.

This study used MTBS on rectangular specimens, (non adjustment method), because for hourglass shaped samples, greater concentrations of stress are generated at the adhesive interface, which may cause premature interface micro-faults and alter the results¹⁴. However, hourglass shaped specimens (adjustment method) with a 1 mm radius curve seem to be better for testing bond interfaces because there are fewer cohesive faults in the specimen¹⁵.

Devices ranging from a universal testing machine to more specific instruments with traction function are used for microtensile tests. Securing the sample to the different devices used for tensile testing requires an additional part to link or connect the specimen to the device. The one most frequently used is the Ciucchi Jig, but depending on the device it is possible to get adaptations of this jig or make a new one. In this study we used plastic strips glued with cyanoacrylate (Loctite) to the dentin and composite segments of the specimens respectively, on two sides, leaving the interface free. A nylon thread was passed through the plastic strips and used to mount the specimens on the testing machine in a manner similar to that described in the study by Kerby et al¹⁶.

The specimens were subject to the traction mode test on a Dy 34 universal testing machine

(Adamel Lhomargy), activated at a speed of 15 mm/minute up to 10 N after which it continued at a speed of 5 mm/min. Although in previous studies^{17,18} the speed for microtensile tests seems to be standardized at 0.5 mm/min, Yamaguchi et al.¹⁹ found that when the machine's speed is set within the range of 0.5-10 mm/min, it does not affect the variation of resistance to traction in micro-tension, because of the small size of the specimens. This is why we used the speed described above and recorded maximum fault load for this research.

During this study, in which we evaluated the microtensile bond strength of adhesive systems applied to dry and moist dentin, we found that adhesion to moist dentin resulted in greater MTBS than adhesion to dry dentin did. These results agree with other *in vitro* studies²⁰⁻²⁴. Nevertheless Mearns et al.²⁵ reported that dry and moist adhesion techniques are not a determining factor for bond strength. These discrepancies are owed to the type of test, which was done using the shearing mode, or that the adhesive used (Scotchbond Multi-Purpose 3M/ESPE) for the study may have re-moistened the collagen fibers, favoring monomer infiltration, as shown by Dal-Bianco et al.²⁶ when they compared the effects of moisture and rubbing action on dry dentin in the MTBS test for adhesive systems based on water/ethanol (Single Bond 3M/ESPE) and acetone (One Step BISCO).

When demineralized dentin is air-dried, the water within the collagen matrix is eliminated and collagen fibers are attracted until they achieve close contact, forming a weak inter-peptide link, shrinking, hardening and becoming practically impermeable to the adhesive resin^{27,28}. This leads to poor hybridization, reducing the infiltration ratio of the adhesive resin within the hybrid layer.

In agreement with other studies²⁹⁻³¹, another finding of the present research was that the Prime & Bond NT adhesive system with acetone as a solvent produced higher MTBS results in moist dentin than Excite, which uses ethanol, did.

In this regard, Reis et al.²³ state that a quantity of water is required to maximize the bond strength in adhesives available on the market. While acetone-based adhesives require a moister surface, water-based systems attain higher bond strength on dry surfaces.

Along the same lines, other authors found maximum hybridization and resinous tag formation when they used acetone-based adhesives in the moist adhesion technique, drying with cotton swabs^{32,33}. This might explain the slightly higher

bond values we obtained with Prime & Bond NT on moist dentin, even though they were not statistically significant when compared to Excite.

Nevertheless, other studies³⁴ have found that ethanol-based adhesive systems have higher bond strength than acetone-based systems. This might be due to the fact that acetone as a solvent has high volatilization and rapid evaporation from the open bottle and is therefore considered to be a less favorable option as a solvent^{35,36}.

Other studies^{37,38} using methodology similar to ours found equivalent results for Excite and Prime Bond NT, in agreement with the results of our study. Nevertheless, the values obtained for Prime bond NT on dry dentin were lower. According to Perdigao, this is due to the accumulation of nanofilling deposited at the entrance to the dentinal tubules, which interferes with the entry of the adhesive when the dentin is dried³⁹. This might explain Xp Bond's sensitivity, as its composition includes nanofilling.

Our study found that the Xp Bond adhesive system with tert-butyl alcohol as a solvent, had higher MTBS than the Prime & Bond NT and Excite, which use acetone and ethanol as solvents, respectively, on both moist and dry dentin.

To date we have not found any previous studies measuring bond strength of Xp Bond to compare with our results. Although the bond strategy of Xp Bond is similar to the adhesive systems tested in this study, the bond values obtained in this study for moist and dry dentin appear to be due to the nature of the solvent.

Quantum mechanics, used in other fields for understanding specific phenomena, may explain the results of this research at molecular level. Quantum mechanics is the branch of physics that explains very small-scale behavior of matter. In this case, we used software (MOPAC) to understand the molecular relationship of adhesive systems with the collagen of partly demineralized dentin. The results we obtained show that there is a chemical reaction between collagen and Xp Bond and Excite adhesives in gaseous state, since enthalpic calculations (see Fig. 2 and 3) show a spontaneous reaction of the components of the adhesives with collagen. No spontaneous reaction was observed for Prime & Bond NT (see Fig. 4), suggesting that there is no kind of chemical bond between the adhesive and the collagen.

The adhesion values obtained with an acetone-based adhesive could probably be explained by its high vapor pressure, which enables rapid evaporation, and the ease with which it divides water molecules in liquid state, producing more

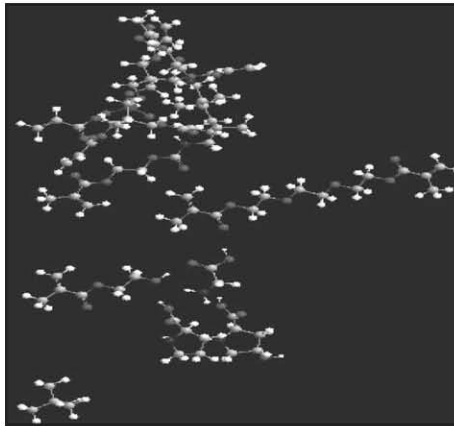


Fig. 2: Theoretical calculation of ΔH for Xp Bond + collagen $\Delta H = -1722.69565$ kcal/mole using Mopac with (AM1).

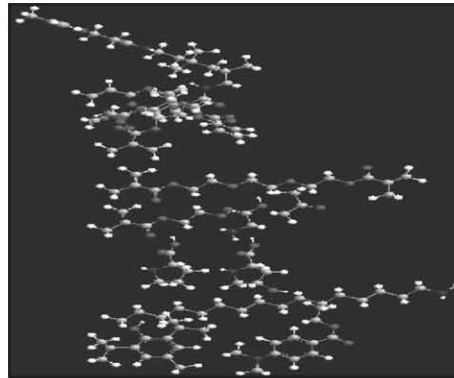


Fig. 3: Theoretical calculation of ΔH for Prime Bond NT + collagen $\Delta H = 9427.88272$ kcal/mole using Mopac with (AM1).

penetrating infiltration of monomers, which produce a larger, deeper mechanical block on hardening. On the other hand, the lack of chemical reactivity might also explain why it is susceptible to failing in microfiltration tests, since the bond would leave nanometric spaces through which fluids could leak and produce the degradation of the interface^{40,41}. The aforementioned spontaneous reaction might be inversely proportional to the degree of microfiltration. In his regard, Rosales⁴² found that XP Bond performed well regarding sealing the gingival wall in dentin, compared to self-etch systems such as Clearfil SE Bond (Kuraray Dental), XENO III (Dentsply) and i-Bond (Haraeus Kulzer).

Within the limitations of this study, we can infer that dentin must remain under ideal moisture conditions when total etch adhesives are used. The single dose commercial presentation of these adhesive systems should be preferred to the conventional bottle in order to reduce the risk of solvent evaporation, which leads to poor hybridization of these systems. All the adhesives used in this study can be used in daily practice. Aging studies must be awaited to determine whether those values endure over time or are affected by hydrolytic degradation, sudden temperature changes or mechanical fatigue.

Considering all of the above, we reject the null hypothesis and accept the alternative hypothesis, since XP Bond bond strength was higher than the bond strength of other one-bottle total etch bonding

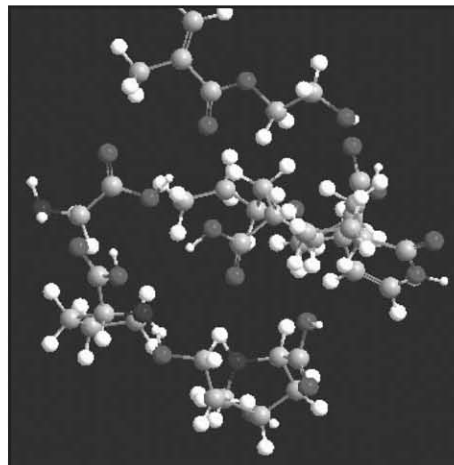


Fig. 4: Theoretical calculation of ΔH for Excite + collagen $\Delta H = -919.75766$ kcal/mole using Mopac with (AM1).

systems when applied to dry dentin and moist dentin.

CONCLUSIONS

Adhesion to moist dentin resulted in greater tensile bond strength than adhesion to dry dentin. Xp Bond applied to moist dentin resulted in greater bond strength than the other groups, attaining the highest bond values. Its bond strength was superior to Excite and Prime Bond NT.

ACKNOWLEDGMENTS

We would like to thank International Catalonia University, DENSTPLY and Los Andes University CDCHT (0-219-08-07-A) for the funding and support that enabled this research.

CORRESPONDENCE

Noé Orellana.
Universidad de Los Andes, Facultad de Odontología.
Calle 24 entre Av. 2-3,
Edificio El Rectorado Cátedra de Operatoria Dental,
(5101) Mérida, Venezuela.
Phone: 582742402394.
e-mail: noeorellana@yahoo.com

REFERENCES

- Buonocore, MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849-53.
- Schwartz R, Summitt J, Robbins W. *Fundamentos en Odontología Operatoria.* Caracas: Actualidades Médico Odontológicas; 1999.
- Molla K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent.* 2002;4:171-80.
- Tay FR, Pashley DH. Water treeing-a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent.* 2003;16:6-12.
- Cardoso Pde C, Lopes GC, Vieira LC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent.* 2005;30:376-81.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84:118-32.
- Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater.* 2007;23:385-91.
- Oilo G. Bond strength testing-what does it mean?. *Int Dent J.* 1993;43:492-8.
- Cavalcante LM, Erhardt MC, Bedran-de-Castro AK, Pimenta LA, Ambrosano GM. Influence of different tests used to measure the bond strength to dentin of two adhesive systems. *Am J Dent.* 2006;19:37-40.
- Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Homer JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentin. *J Dent.* 1996;24:435-42.
- Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.* 1995;74:1679-88.
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998;14:212-21.
- Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78:699-705.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1:299-309.
- Meira JB, Souza RM, Driemeier L, Ballester RY. Stress concentration in microtensile tests using uniform material. *J Adhes Dent.* 2004;6:267-73.
- Kerby RE, Knobloch LA, Clelland N, Lilley H, Seghi R. Microtensile bond strengths of one-step and self-etching adhesive systems. *Oper Dent.* 2005;30:195-200.
- Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Ogata M, Tagami J. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent.* 2006;34:283-91.
- Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent.* 2006;31:569-76.
- Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater.* 2006;22:420-5.
- Gwinnett AJ, Kanca JA 3rd. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent.* 1992;5:73-7.
- Perdigao J, Swift EJ, Cloe BC. Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. *Am J Dent.* 1993;6:61-4.
- Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent.* 1998;11:281-5.
- Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent.* 2003;5:183-92.
- Cardoso Pde C, Lopes GC, Vieira LC, Baratieri LN. Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent.* 2005;30:376-81.
- Miears JR Jr, Charlton DG, Hermes CB. Effect of dentin moisture and storage time on resin bonding. *Am J Dent.* 1995;8:80-2.
- Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaft R, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Affects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strength. *Dent Mater.* 2006;22:1150-6.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent.* 1997;25:355-72.
- Mohan B, Kandaswamy D. A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents bonded to dry and moist dentin in vitro study. *Quintessence Int.* 2005;36:511-21.
- Pflug K, Gomes G, Perdigao J, Swift EJ. Bond strengths of acetone-based one-bottle adhesives. *En: IADR. [Abstract 2290], J Dent Res.* 1999.78.

30. Sang J, Hammesfahr PD, Hayes LC. Adhesion comparison of current dual cure dental adhesive systems. [Abstract 3005], *J Dent Res.* 1999;78.
31. Munoz CA, Dunn N, Jessop J, Munoz SY. Shear bond strength to enamel and dentin using three one-bottle filled adhesives. [Abstract 1704], *J Dent Res.* 2000;79.
32. Gregoire GL, Akon BA, Millas A. Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87:633-41.
33. Bhuvaneshwaran Mohan, Deivanayagam Kandaswamy. A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents bonded to dry and moist dentin. An in vitro study. *Quintessence Int* 2005;36:511-21.
34. Lopes GC, Cardoso PC, Vieira LC, Baratieri LN, Rampinelli K, Costa G. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Dent J.* 2006;17:39-43.
35. Gallo JR, Burgess JO, Xu X. Effect of delayed application on shear bond strength of four fifth-generation bonding systems. *Oper Dent.* 2001;26:48-51.
36. Perdigão J, Swift EJ Jr, Lopes GC. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int.* 1999;30:819-23.
37. Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int.* 2001; 32: 385-90.
38. Perdigão J, Geraldini S, Carmo AR, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14:31-8.
39. Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding-questions for the new millennium. *J Adhes Dent.* 1999;1:191-209.
40. Duarte S Jr, Perdigão J, Lopes MM. Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. *Oper Dent.* 2006;31:500-11.
41. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28:215-35.
42. Rosales Juan. XP Bond y el sellado de la interfase de unión. *Dentsply Noticias.* 2007;36:18-20.

