



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**SORCIÓN Y SOLUBILIDAD EN ADHESIVOS PARA  
RESINAS COMPUESTAS.**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**VIRIDIANA AGUIRRE CASTILLO**

**TUTORA: C.D. DIANA LÓPEZ VARGAS**

**ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## AGRADECIMIENTOS

A DIOS:

*Por guiar mis pasos, acompañarme en todo, ayudarme para llegar hasta este momento tan importante de mi vida y darme a la mejor familia gracias.*

A MIS PAPÁS PEDRO Y MARIBEL:

*Por su constante entrega, amor, comprensión y apoyo total en estos 24 años de vida, por compartir todos mis proyectos y apoyarlos, sin sus palabras, amor incondicional y apoyo yo no sería quien soy. Gracias por dejarme la más grande herencia que es mi carrera profesional, nunca terminaré de agradecerles por tanta ayuda y paciencia. Quiero que sepan que este sueño se hace realidad gracias a ustedes, los amo.*

A MIS HERMANAS CARO Y MARY:

*Por ser mis mejores amigas y estar en todo momento ya que sin su compañía y ayuda no sería posible estar aquí. Las amo.*

A VICTOR:

*Por su ayuda incondicional y la gran paciencia que siempre tuviste, se que podré confiar en tí siempre. Te quiero y gracias por formar parte de mi vida.*

*A LA C. D. DIANA LÓPEZ VARGAS:*

*De manera muy especial Gracias por todos sus conocimientos compartidos y toda su gran dedicación y valioso tiempo para la realización de esta tesina.*

*Al Dr. CARLOS ÁNDRES ÁLVAREZ GAYOSSO:*

*Muchas gracias por la colaboración para este trabajo de investigación, sin su ayuda esto no sería posible.*

*Gracias todos aquellos profesores de la Facultad de Odontología que compartieron conmigo su conocimiento y amistad y que contribuyeron a formar mi visión sobre la Odontología.*

*Quiero agradecer a la Dra. Teresa Vaesa y al Dr. Jaime González por todo su apoyo.*

*A MIS AMIGOS:*

*Por compartir todos los momentos buenos y malos y estar a mi lado estos años.*

*A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO:*

*Por formarme como profesionalista y Adquirir valiosos conocimientos.*

*AGRADEZCO EL APOYO POR PARTE DEL PROYECTO  
DGAPA - PAPIIT - IN114608 PARA REALIZAR ESTE TRABAJO*

## INDICE.

Introducción	1
Antecedentes	2
1. Adhesión	2
2. Clasificación de la adhesión según su interacción con el sustrato	3
2.1 Adhesión física	3
2.2 Adhesión micromecánica	3
2.3 Adhesión Química	4
3. Factores requeridos en la superficie adherente	5
3.1 Energía superficial alta	5
3.2 Tensión Superficial	5
3.3 Humectancia	5
3.4 Ángulo de contacto	6
4. Esmalte	7
5. Dentina	8
6. Acondicionamiento de las estructuras dentales	9
6.1 Acondicionado del esmalte	9
6.2 Efectos producidos por los agentes condicionadores ácidos sobre esmalte	10
6.3 Acondicionamiento de la dentina	10
6.4 Sistemas Adhesivos que modifican la capa de barrillo dentinario	12
6.5 Acción del ácido fosfórico en dentina	13
6.6 Hibridación dentinal	13
7. Presentación clínica de los adhesivos	14
7.1 Sistemas multicomponentes	14
7.2 Sistemas monocomponentes	14
8. Desarrollo de los materiales adhesivos	16
8.1 Evolución de los adhesivos	16
8.2 Primera Generación	17
8.3 Segunda Generación	17
8.4 Tercera Generación	17
8.5 Cuarta Generación	18
8.6 Quinta Generación	19
8.7 Sexta Generación: Adhesivos de autograbado	20
8.8 Séptima Generación	20

9.	Sistemas Adhesivos	21
9.1	Sistemas de adhesión a dentina disponibles en el mercado	23
10.	Sorción acuosa y solubilidad	24
11.	Planteamiento del problema	27
12.	Justificación	27
13.	Hipótesis	28
14.	Objetivos General	28
15.	Objetivo Específico	29
16.	Metodología	29
16.1	Materiales y Equipo	29
17.	Método	30
18.	Resultados	34
18.1	Tabla 1. Valores promedio de sorción y su desviación estándar de los tres adhesivos	34
18.2	Tabla 2. Valores promedio de solubilidad y su desviación estándar de los tres adhesivos	35
18.3	Gráficos de sorción y solubilidad	35
19.	Discusión	37
20.	Conclusiones	38
21.	Bibliografía	39

## INTRODUCCIÓN

El crecimiento de la odontología adhesiva ha sido posible gracias al desarrollo de productos dentales, desde la aparición de los primeros composites, se ha observado un desarrollo paralelo en la técnica adhesiva.

La adhesión se ha ampliado de sólo a esmalte, a esmalte y dentina, y las técnicas de aplicación se han simplificado infinitamente comparado con los adhesivos iniciales.

Como lo escribe Craig <sup>1</sup> en 1955 Buonocuore utilizó ácido fosfórico para lograr la descalcificación ácida y observó que se incrementaba notablemente el área de superficie debido a la acción del grabado, exponiendo la estructura orgánica del esmalte. Este hecho significó el principio de la técnica adhesiva para los primeros composites que han permitido notables avances, de esta manera se ha logrado mejorar las propiedades y durabilidad de las restauraciones estéticas.

Hoy en día podemos definir el adhesivo dental como aquella sustancia de consistencia fluida, dotada de cualidades que le hagan "humedecer" las superficies a unir, que recorra bien todas las irregularidades que, en última instancia, endurezca o polimerice y sea capaz de unirse a las superficies o sustratos y, en nuestro caso concreto, que sirva para unir el material restaurador al diente. <sup>1</sup>

Sin embargo, el alto grado de absorción de agua en los recientes adhesivos dentales hidrofílicos es una causa de preocupación. Esto puede causar efectos indeseables como es la degradación de la matriz de la resina, reducción de la resistencia y pérdida de partículas de relleno.



## **ANTECEDENTES**

Los sistemas adhesivos cambiaron radicalmente los procedimientos clínicos restauradores en los últimos 30 años. La premisa clínica basada en la “extensión para prevención” fue sustituida por la “prevención de extensiones”, con el cambio de principios de preparación cavitaria para la remoción simple y objetiva de la caries, que llevó al surgimiento de la odontología mínimamente invasiva. Los adhesivos odontológicos unen el material restaurador a la pared de la cavidad, y permiten su retención, pero también se oponen a la contracción de polimerización de la restauración y sellan la interfase adhesiva. <sup>1</sup>

### **1. Adhesión**

Cuando dos sustancias entran en íntimo contacto, las moléculas de una de ellas se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra, esta fuerza se llama adhesión. En sentido amplio es simplemente el proceso de fijación o atracción molecular que existe entre adhesivo y adherente. Uno de los requisitos ideales que debe poseer un material restaurador a base de composite, es poseer características adhesivas. <sup>2</sup>

En sentido amplio lo podemos entender como el proceso de fijación de dos estructuras de distinta naturaleza.

## **2. Clasificación de la adhesión según su interacción con el sustrato**

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

### **2.1 Adhesión física**

En la que intervienen uniones moleculares secundarias de tipo fuerzas de Van der Waals, las cuales por sí mismas son incapaces de asegurar una durabilidad a largo plazo, y son relativamente débiles. Se dan entre moléculas, y pueden, ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes y son relativamente débiles.<sup>3</sup> Esta adherencia se apoya en el fenómeno de impregnación del adhesivo sobre el sustrato y depende de la energía superficial del último y de la tensión superficial del primero.

### **2.2 Adhesión micromecánica**

Se produce por la penetración del material en las irregularidades de la superficie.

Este tipo de adhesión se utiliza en superficies acondicionadas. Se caracterizan por ser resinas acrílicas que se introducen en las superficies ya tratadas. Pueden ser de varios tipos:

**Resinas hidrofílicas:** Son resinas cuya afinidad por el agua, permite que se introduzcan en el interior de los túbulos dentinarios. Entre los representantes de este tipo, se encuentran el PMDM, el 2 hidroxietil-metracrilato (HEMA), los dimetacrilatos hidrofílicos, el penta éster fosfato (PENTA).

**Resinas hidrofóbicas:** Son resinas que al no poseer afinidad por el agua, les impide introducirse en los túbulos dentinarios, lo que les lleva a actuar como puente entre las resinas hidrofílicas y el composite. Sin embargo ayudan a reforzar la adhesión y proporcionan un correcto sellado. En este grupo encontramos el Bisfenol-glicil-metacrilato (Bis-GMA), los dimetacrilatos, los uretanos.

**Resinas bifuncionales:** Son moléculas polifuncionales, que poseen radicales hidrofílicos e hidrofóbicos. Entre ellas se encuentran el MMI 152 y el MDP.

### **2.3 Adhesión química**

Este otro tipo de adhesión implica unión a nivel atómico o molecular, entre los elementos del sustrato y adhesivo. En este grupo entran los enlaces químicos iónicos y covalentes. En este tipo de adhesión son muy fuertes las uniones formadas.<sup>4</sup>

### **3. Factores requeridos en la superficie adherente**

#### **3.1 Energía superficial**

La energía superficial es característica de los sólidos y se refiere a la atracción de átomos del centro hacia la superficie. Aquí la energía aumenta con el grabado ácido, lo que favorece la adhesión.

#### **3.2 Tensión Superficial**

Los cuerpos con estructura molecular homogénea en lo posible del menor número de elementos, permiten una mejor reacción adhesiva.<sup>5</sup>

En los líquidos, esta energía superficial se denomina tensión superficial y hace posible que éste forme gotas.

Para que exista adhesión, las superficies deben ser atraídas entre sí hacia su interfase. Tal condición debe existir independientemente del estado (sólido, líquido o gaseoso) de las superficies.

En resumen a mayor energía de superficies mayor capacidad de adhesión.<sup>4</sup>

#### **3.3 Humectancia**

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto a nivel microscópico quedan espacios entre ellas que impiden la total e íntima unión de las superficies. La forma de subsanarlo es interponiendo un líquido entre ambas partes, de modo que se introduzca por espacios vacíos y permita, la unión con ausencia de poros o espacios.

Como condición se requiere que el líquido tome íntimo contacto y fluya fácilmente sobre la superficie, creando una capa delgada continua, a esta capacidad de fluir y adaptarse íntimamente se llama humectancia.

La capacidad de mojamiento de un líquido queda representada por su tendencia a extenderse sobre la superficie de un sólido y esto tiene gran importancia en numerosas aplicaciones odontológicas.

Cuanto mayor es la tendencia a humidificar la superficie, menor es el ángulo de contacto, es completa cuando el ángulo alcanza el valor de cero a 27° C. <sup>1</sup>

### 3.4 Ángulo de contacto

Para que un líquido moje una superficie sólida, es necesario que la superficie atraiga al líquido. Este ángulo de contacto se forma entre la tangente a la periferia de la gota que forma el líquido adhesivo y la superficie del sólido. Mientras menor sea el ángulo que se forma, mejor la humectancia y por consiguiente la capacidad de adhesión (Figura 1).

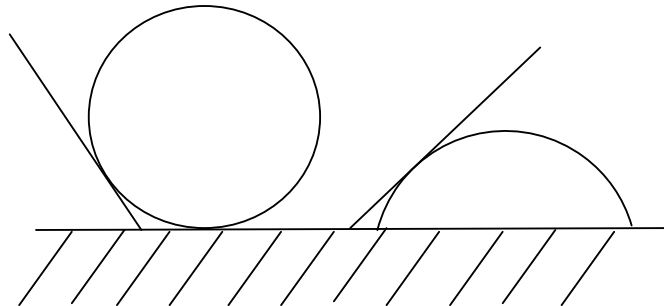


Figura 1. Entre más cerca esté el ángulo a cero grados, más capacidad de mojamiento tiene el líquido.

#### 4. Esmalte

El esmalte maduro es una sustancia mineralizada (96% en peso), el 1% de su peso está constituido por moléculas orgánicas y el 3% restante es agua. La matriz orgánica del esmalte está formada como mínimo por dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo la matriz orgánica favorece el crecimiento de cristales de hidroxiapatita, que con el tiempo acaban reemplazando la mayor parte de la matriz y rechazando lo que queda de la misma hacia la periferia, para formar las vainas orgánicas de los prismas del esmalte. Una vez que los ameloblastos sintetizan la matriz orgánica calcificada del esmalte, ésta deja de depender de los mecanismos de síntesis celulares, a diferencia de lo que ocurre en otros tejidos como la dentina, el hueso y el cemento.<sup>4,5</sup>

Debido a su contenido mineral de hidroxiapatita, el esmalte es mucho más frágil que la dentina y es muy sensible a las soluciones ácidas.<sup>1</sup>

## 5. Dentina

La dentina contiene un porcentaje mayor de agua y material orgánico, principalmente colágeno tipo I. La dentina es un tejido húmedo que contiene un sistema de túbulos llenos de un fluido que a su vez contiene el proceso odontoblástico que comunica con el paquete vasculonervioso. Cada túbulo está rodeado por un collar de dentina hipermineralizada llamada dentina peritubular.<sup>5</sup>

La dentina menos mineralizada que está entre los túbulos se llama dentina intertubular. El área relativa de dentina ocupada por los túbulos disminuye al alejarse del nervio. El número de túbulos disminuye de 45 000 por  $\text{mm}^2$  a nivel de la pulpa a cerca de 20 000 por  $\text{mm}^2$  en la unión amelodentinaria.<sup>3</sup>

La dentina sana y bien calcificada presenta un color amarillo pálido y una consistencia firme, con ligera elasticidad.

Sustancia inorgánica. La parte mineral está constituida principalmente por cristales de hidroxiapatita, cuya longitud promedio es de 60 nm, o sea que son mas pequeños que los del esmalte. En las sales minerales de la dentina se encuentran además carbonatos y sulfatos de calcio y otros elementos como flúor, hierro, cobre, cinc, etc. en pequeñas cantidades.

Sustancia orgánica: constituida casi totalmente por colágena, con cantidades mínimas de polisacáridos, lípidos y proteínas.

Sus estructuras principales son la fibrilla de Thomes, que es la prolongación protoplasmática del odontoblasto alojada dentro de los conductos dentinarios.<sup>5</sup>

## **6. Acondicionamiento de las estructuras dentales**

### **6.1 Acondicionamiento del esmalte**

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos en odontología y es parte rutinaria de la práctica odontológica moderna. El tratamiento superficial del esmalte con ácido como el fosfórico, genera una remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita ocasionando alta microporosidad y aumento de la energía superficial que permite que los monómeros hidrofóbicos de los composites se distribuyan fácilmente sobre la superficie y penetren las microporosidades, los cuales al ser polimerizados forman una fuerte unión micromecánica. Para mejorar la capacidad de los monómeros de humedecer la superficie y penetrar en las microporosidades debido a su mayor viscosidad comparada con la del esmalte, los sistemas adhesivos han incorporado resinas con y sin relleno que actúan como agentes intermediarios entre el esmalte y el composite.<sup>2</sup>

Las uniones que se forman entre un adhesivo polimérico de baja viscosidad y una superficie de esmalte son fundamentalmente de tipo mecánico y dependen de la penetración de la resina en las irregularidades de la superficie del esmalte.

Desde un principio, la aplicación del ácido estaba delimitada a la zona del esmalte y durante un tiempo máximo de un minuto. Más adelante disminuyó a treinta segundos y se discutía su posible compatibilidad con la dentina, hasta que, en 1990 como lo describe Craig<sup>1</sup>, Bertolotti y otros reafirmaron la teoría del acondicionado total, de esmalte y dentina, basado en la experiencia de dentistas en Estados Unidos y Europa.



## **6.2 Efectos producidos por los agentes condicionadores ácidos sobre el esmalte**

- Efecto limpiador, remoción de películas y agentes condicionantes.
- Aumento de la superficie reactiva de contacto por formación de microporos, debido a la eliminación de iones calcio del esmalte.
- Promueve la formación de una capa superficial altamente reactiva de naturaleza polar que eleva la energía superficial.
- Todos estos efectos, permitan la posibilidad de lograr una perfecta unión de tipo adhesivo entre el sustrato dentario y adhesivo de tipo polimérico. <sup>4</sup>

## **6.3 Acondicionamiento de la dentina**

El tratamiento de estas estructuras va encaminado a modificar o eliminar el barrillo dentinario originado por cualquier instrumento de corte o abrasión.

Con su efecto, se conseguirá dejar libres los túbulos, y permitirá que posteriormente la resina adhesiva se introduzca en ellos creando la adhesión micromecánica.

Se han utilizado diferentes ácidos, actuando de manera diferente y dando lugar a diversos procedimientos.

El fenómeno adhesivo para el sustrato de esmalte es relativamente sencillo, seguro y fácil de lograr, obteniendo valores de esfuerzo adhesivo por encima de 20 MPa.<sup>1,5</sup> No así en la dentina; en este sustrato se encuentran múltiples dificultades:

- Composición heterogénea: orgánica e inorgánica.
- Una fracción importante de agua y fluidos tubulares que dificultan la acción adhesiva.
- Un componente de colágeno de baja energía superficial.
- Presencia de túbulos dentinales con prolongaciones odontoblásticas.
- Vitalidad pulpar, que se debe preservar.
- Presencia superficial de una capa de desechos dentinales producto del corte con fresas durante la preparación cavitaria.

La síntesis de novedosos sistemas adhesivos, de naturaleza hidrofílica-hidrofóbica preparan de forma conveniente la estructura dentina-colágeno en presencia de la humedad relativa propia de la composición dental.<sup>6</sup>

La vitalidad pulpar debe ser preservada, evitando el recalentamiento durante la preparación cavitaria, usando fresas nuevas y buena refrigeración.<sup>7</sup>

## **6.4 Sistemas Adhesivos que modifican la capa de barrillo dentinario**

La adhesión de una resina a dentina genera una discusión sobre la biocompatibilidad de las resinas y de los ácidos al nervio. Los adhesivos que presentan acondicionadores o primers que modifican los desechos dentinales, aumentan la permeabilidad dentinaria.

Barrancos <sup>5</sup> indica que Brannstorm demostró la biocompatibilidad de diversos materiales y llegó a la conclusión que cualquier material contaminado por bacterias puesto en contacto con la pulpa origina inflamación pulpar que puede llegar a la necrosis.

Actualmente las técnicas de grabado total (dentina y esmalte son acondicionadas por ácidos al mismo tiempo), o técnicas que usan primers (ácidos débiles que remueven o modifican los desechos dentinarios) que resultan en la abertura total o parcial de los túbulos dentinarios, son los más difundidos.

Abriéndose los túbulos se crean espacios apropiados para la retención mecánica del adhesivo; sin embargo, se va aumentando la permeabilidad dentinaria, exponiendo los túbulos húmedos.

La llave para conseguir la unión en un medio húmedo llegó con la introducción de adhesivos hidrófilos que, por presentar afinidad con el agua, no son repelidos del interior de los túbulos, al contrario consiguen penetrar en éstos formando tags que propician retención mecánica y sellado de los túbulos. <sup>8</sup>

Predominantemente, las cualidades que diferencian los adhesivos que remueven o modifican la capa de desecho dentinario o smear layer, de los que la preservan son:

- El uso de primers-acondicionadores para tratar la dentina
- El uso de resinas con capacidad de unión de forma hidrofílica e hidrofóbica.

### **6.5 Acción del ácido fosfórico en la dentina**

Los efectos inmediatos del ácido fosfórico en concentración del 37% sobre dentina son <sup>5</sup>:

- Desmineralización con exposición de la malla colágena
- Micro y macroporosidad. Creación de grietas en la dentina intertubular
- Ampliación de la luz tubular
- Aumento de la permeabilidad dentinal

En trabajos de investigación del profesor Costa y cols.<sup>9</sup> muestran que ante la alta permeabilidad ocasionada por el grabado ácido, los sistemas adhesivos penetraran con gran facilidad a lo largo del túbulo dentinal, llegando a la capa odontoblástica, con el correspondiente efecto citotóxico que estos poseen.

### **6.6 Hibridación dentinal**

La escuela japonesa de Tokio con Fusayama, Nakabashi, Kurosaki y otros, como lo indica Guzmán<sup>4</sup> emplearon la técnica de grabado total, es decir la aplicación de ácido tanto en esmalte como en dentina. El reporte de Kurosaki sobre el efecto del grabado en la dentina del fondo cavitario se publica en 1980. A partir de este momento tiene un gran auge la técnica de grabado total para conseguir la denominada hibridación dentinal, es decir la integración de los sistemas adhesivos y resinas con la dentina.

## **7. Presentación clínica de los adhesivos**

Cada sistema adhesivo tiene una composición distinta, aunque siempre está basada en los elementos ya mencionados anteriormente. Su evolución ha ido encaminada a ofrecer mejores propiedades de unión y simplificar la técnica de aplicación, lo que podría dar lugar a clasificarlos, basándonos en los pasos a seguir durante su aplicación en:

### **7.1 Sistemas multicomponentes**

Son los sistemas tradicionales que vienen presentados comercialmente con varios componentes:

- Acondicionador de esmalte y/o dentina (grabado ácido).
- Primer y Adhesivo propiamente (bonding).

### **7.2 Sistemas monocomponentes**

La mayoría de ellos no pretende mejorar las prestaciones de sus antecesores, sino simplemente simplificar la técnica. Son uno de los materiales de moda de la odontología restauradora, diferenciándose unos de otros por los distintos solventes en los que encontramos disuelto el adhesivo (agua, etanol, acetona), el contenido inorgánico de la resina (que puede afectar a su capacidad de penetración o rigidez), el contenido en fluoruros y otros componentes.<sup>9,10</sup>

Investigaciones recientes demostraron que la apertura de túbulos dentinarios, asociada con la mayor permeabilidad de este tejido permita que componentes resinosos provenientes de los sistemas adhesivos,

puedan difundirse a través de estos túbulos para alcanzar el espacio pulpar y allí causar serios daños tisulares <sup>10</sup>. La profundidad de la preparación, y la presencia de dentina terciaria o esclerótica, son algunas de las condiciones que influyen sobre la permeabilidad dentinaria.

Los tags son prolongaciones de la resina compuesta en el tejido dentario donde se produce la zona híbrida, y es aquí donde se da la adhesión. Es la unión de material restaurador a la superficie dentaria en donde el sistema adhesivo alcanza su mayor importancia. Al eliminar el barro dentinario los adhesivos se introducen en los túbulos dentinarios y al polimerizar se forman los tags que proveen de retención adicional al material. A su vez en la superficie queda una capa de adhesivos que junto con los tags y la infiltración de las fibras colágenas dan origen a la denominada capa híbrida. <sup>5</sup>

Barrancos <sup>5</sup> comenta que Pashley enumera una serie de factores que deben tenerse en cuenta para reducir la posibilidad de dañar la pulpa cuando se emplea técnica de grabado dentinario: El tipo de ácido en su concentración deben ser los adecuados y el tiempo de aplicación debe limitarse a lo necesario para lograr una adhesión óptima. El ácido debe colocarse sobre la dentina en forma pasiva, sin frotar, idealmente, la profundidad del grabado no debería exceder los 5  $\mu\text{m}$ , hay que evitar la destrucción del colágeno y tendrían que dejarse residuos de los tapones de barro para mantener la permeabilidad dentinaria en un bajo nivel.

## **8. Desarrollo de los materiales adhesivos**

Los adhesivos dentales buscan además de unir al material restaurador, sellar el diente y así prevenir la entrada de contaminantes, microorganismos del medio ambiente bucal y disminuir el movimiento de fluidos.

El desarrollo de los sistemas actuales de adhesión a dentina y esmalte con resinas de fotocurado de baja viscosidad, fue posible gracias a los primeros sistemas de fotocurado con luz visible que se basaron en catalizadores.

En el texto de Barrancos <sup>5</sup> se indica que Nakabayashi y cols describieron los monómeros basados en 4-metacriloxietil trimetilato anhídrico que contenían grupos químicos hidrofílicos e hidrofóbicos que pueden penetrar en la dentina grabada y polimerizar creando una capa transicional formada por diente y resina.

### **8.1 Evolución de los adhesivos**

Barrancos<sup>5</sup> describe que en 1949, el químico suizo Hagger realizó una resina acrílica llamada sevitron y un sistema adhesivo al que nombró sevitron cavity seal. Este primer sistema adhesivo es un ácido glicerofosfórico–dimetacrilato.

Craig <sup>1</sup> refiere que en 1955, Buonocuore introdujo la técnica de grabado ácido. Barrancos <sup>5</sup> indica que el químico suizo Castan, sintetiza una nueva línea de polímeros: las resinas epóxicas, componentes de muchas de las formulaciones actuales de resinas compuestas.

Craig <sup>1</sup> narra que en 1959 Bowen patenta su formula de resinas compuestas basada en el Bis-GMA.

## **8.2 Primera generación**

Craig <sup>1</sup> menciona que Bowen en 1965, sintetiza un comonomero de alto efecto superficial: N-fenil-glicine glicidil-metacrilato, cuya sigla química es NPG-GMA. Este sistema adhesivo con potencial de quelación del calcio dentario, posee muy bajo valor de resistencia adhesiva de 2 MPa.

## **8.3 Segunda generación**

Fue desarrollada para uso clínico a principio de los años 80's. La mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforados de resina sin relleno tales como Bisfenol A-glicidil Metacrilato (Bis-GMA) o Hidroxietil Metacrilato (HEMA). Se usó resina Bis-GMA con compuestos de fosfato polimerizables para promover la adhesión a componentes de calcio del sustrato mineralizado. El promedio de resistencia a la adhesión a dentina de estos materiales fue de 2 a 7 MPa. No soportan la contracción de polimerización ocasionando fallas adhesivas con la consiguiente percolación marginal. <sup>1</sup>

## **8.4 Tercera generación**

Reportados hacia 1989 <sup>1</sup>, éstos utilizan primers o imprimidores, los cuales van a efectuar su acción penetrando la capa de desechos, y preparando el sustrato subyacente dentinal. Igualmente se utilizan otros agentes condicionadores: oxalatos, ácido nítrico, EDTA o glutaraldehído. Estos agentes adhesivos alcanzan valores de 15 MPa., Productos como Scotch bond – 2<sup>®</sup>, Gluma, Prisma Universal Bond 3<sup>®</sup>, Syntac y XR Bond<sup>®</sup>, se encuentran en esta generación.



## 8.5 Cuarta generación

Guzmán <sup>4</sup> sugiere que esta generación se basa en el concepto propuesto por Nakabayashi, “la difusión e impregnación de resina dentro del sustrato de la dentina parcialmente descalcificada seguida por polimerización creando una capa híbrida de resina reforzada”.

Se acondiciona la dentina y luego se aplica un sistema de resina multicomponente. Los primeros sistemas recomendaban el secado con aire de la dentina después del acondicionamiento, los adhesivos de cuarta generación se basan en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva. <sup>5</sup>

El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina produciendo una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras de colágeno permitiendo espacio para la subsecuente penetración del primer. La desecación excesiva de la superficie dentinal causa el colapso de la microestructura y crea una barrera que impide la penetración completa del primer hidrofílico, la situación opuesta crea espacios vacíos resultantes de una separación entre las fases de los componentes del primer que llevan a una emulsión de polimerización de la capa adhesiva. El uso de rellenos crea un sistema radiopaco y en teoría exhibe menos contracción de polimerización en la capa adhesiva. El promedio de resistencia de adhesión para estos sistemas fue de 17 a 24 MPa.

Craig <sup>1</sup> refiere que la mayoría de las técnicas involucra el "grabado total" iniciado por Fusayama en 1979, éste remueve la capa de barrillo dentinario, abre los túbulos dentinales, aumentando su permeabilidad y descalcifica la dentina peritubular e intertubular. La

profundidad de la descalcificación está afectada por factores como el pH, la concentración, la viscosidad y el tiempo de aplicación del grabador.

Luego del grabado ácido se aplica un primer que contiene monómeros de resina hidrofílica. Las moléculas del primer como HEMA contienen dos grupos funcionales: un grupo hidrofóbico que tiene afinidad con la resina y un grupo hidrofílico con afinidad a la superficie dentinaria. El primer humecta y penetra la red colágena y aumenta la energía superficial. La resina sin relleno se aplica y penetra la otra resina, copolimerizando con el primer, para formar una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida, indica Barrancos <sup>5</sup> que fue descrita por Nakabayashi y colaboradores en 1982.

### **8.6 Quinta generación**

Estos sistemas combinan los pasos de aplicación de resina adhesiva en una fórmula de un solo frasco. 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. La presencia de agua en el sustrato dentario se vuelve necesaria ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de la dentina y evita el colapso de las fibras de colágeno. La resistencia de unión a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y la sensibilidad postoperatoria se redujo notablemente. <sup>5</sup>

### **8.7 Sexta generación: adhesivos de autograbado.**

Se basan en el fenómeno de hibridación dentinaria al igual que los sistemas convencionales, modifican, transforman e incluyen el barro dentinario en la capa híbrida. Son llamados sistemas autograbadores, estos productos no requiere grabado al menos en la superficie dentinaria tienen un acondicionador entre sus componentes, el grabado se autolimita y los productos del proceso se incorporan permanentemente a la interface diente-restauración. Sus componentes vienen presentados en múltiples envases. La resistencia de unión a la dentina está entre 18 y 23 MPa. <sup>4</sup>

### **8.8 Séptima generación**

Con el fin de simplificar la técnica de aplicación se desarrolló esta generación de sistemas adhesivos que al igual que en la sexta generación entre los componentes del adhesivo contienen un acondicionador por lo que no se requiere realizar la técnica de grabado total. La diferencia radica en la presentación ya que todos los componentes están incluidos en un solo frasco como consecuencia se facilita su aplicación. La resistencia de unión a la dentina está entre 18 y 23 MPa. <sup>4</sup>

## 9. Sistemas adhesivos

Los sistemas adhesivos pueden presentarse en uno o varios frascos, contienen monómeros de diferentes pesos moleculares; presentan diferentes tipos de disolventes como el agua, una combinación de agua/acetona, acetona y etanol.<sup>4</sup>

Pueden diferenciarse cuatro tipos de sistemas adhesivos para ser utilizados con resinas reforzadas. El primero está representado por aquellos productos en los que las tres operaciones (acondicionamiento o grabado ácido, imprimación y adhesión) son realizadas en forma independiente. Las sustancias a emplear son suministradas en formas y envases independientes. La forma básica de empleo consiste en hacer actuar la sustancia ácida, lavar eliminando la capa de dentina modificada y la hidroxiapatita disuelta, secar y aplicar el primer y, por último, aplicar el adhesivo.<sup>4</sup>

En el segundo tipo de producto se mantiene la acción del ácido o grabado como paso o acción independiente, seguido por el posterior lavado y secado. Específicamente, los pasos de imprimación y adhesión en cambio, están combinados en uno solo. Para ello se provee un solo envase que combina las moléculas hidrofílicas e hidrofóbicas de manera de poder impregnarse la capa adherida simultáneamente. No obstante, en algunos de esos productos deben aplicarse dos capas sucesivas del mismo líquido.

En los productos del tercer tipo se evita el tratamiento con ácido como paso independiente. Para ello se incluye en el primer algún componente de reacción ácida (un monómero con grupos ácidos, por ejemplo) para que el acondicionamiento se realice simultáneamente con la impregnación. Estos primers son a veces, denominados "acondicionantes" y después de su aplicación no se realiza ningún lavado, ya que de hacerlo, se eliminarían las moléculas que deben impregnar la estructura dentinaria. El adhesivo se coloca en un segundo paso. <sup>4,5</sup>

Por último, en algunos productos, las tres operaciones se combinan en una sola, esto significa que son provistos como un solo componente que se aplica sobre la superficie dentaria sobre la cual se desea generar adhesión. <sup>4,5</sup>

## 9.1 Sistemas de adhesión a dentina disponibles en el mercado. <sup>11</sup>

SISTEMA ADHESIVO	DESMINERIZANTE	FABRICANTE	COMPOSICIÓN ADHESIVO
DENTASTIC UNO	38% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	PULPDENT	PMGDM, monómeros y acetona.
EXCITE	37% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	IVOCLAR/ VIVADENT	Monómero fosfonato, HEMA, agentes de unión, silica, 25% etanol.
GLUMA ONE BOND	20% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 20"	HERAEUS KULZER	HEMA, 4-META, UDMA, acetona.
ONE COAT BOND	15% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 30"	COLTENE/ WHALEDENT	HEMA, UDMA, hidroxipropilmetacrilato, metacrilato glicerol, polialquenoato metacrilato, silica amorfa, y 5% agua.
OPTIBON SOLO	37.5% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	KERR CO.	Bis-GMA, GPDM, HEMA, silica, vidrio de barrio, hexafluorosilicato de sodio, etanol.
PERMAQICK (PQ1)	35% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	ULTRADENT	TEDGMA, BIS- GMA, ácido metacrílico, 15% HEMA, 40% relleno fluoruro, etanol.
PRIME & BOND 2.1	34% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (USA) 15" 36% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (EUROPA) 15"	DENTSPLY	UDMA, PENTA, resina R5-62-1., bisfenol A, dimetacrilato, hidroxitolueno, camforoquinonas, 4-etil- dimetil-aminobenzoato, cetilamina fluorhídrica, acetona.
PRIME & BOND NT	34% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (USA) 15" 36% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> (EUROPA) 15"	DENTSPLY	PENTA, UDMA + T- resina (agente de unión), + D-resina (molécula hidrofílica), , 4- etil dimetil aminobenzoato, CH, silica de microrrelleno, acetona.
SINGLE BOND	35% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	3M DENTAL	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, copolímero del ácido polialquenoico, iniciador, agua, etanol.
SYNTAC SINGLE COMPONENT	37% H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> X 15"	IVOCLAR/ VIVADENT	Ac. Maléico, HEMA, ac. Poliacrílico modificado con metacrilato, flúor.

## 10. Sorción acuosa y solubilidad

En una restauración sin adecuado sellado marginal habrá microfiltración de fluidos, lo que ocasiona sorción y solubilidad en menor o mayor grado, que afectará la calidad y longevidad de las restauraciones.

Idealmente, las redes de polímeros deben ser materiales insolubles con una relativa alta estabilidad térmica y química. Sin embargo, la mayoría de los monómeros usados en los materiales de las resinas pueden absorber agua y químicos del medio ambiente, así como descargar componentes a su medio ambiente. Además, se ha demostrado que el movimiento del agua de la dentina hidratada puede causar la formación de canales dentro de las matrices de polímeros de los adhesivos dentinarios hidrofílicos contemporáneos. De acuerdo con esto, estos canales pueden acelerar la evolución de los monómeros en las resinas polimerizadas, así como promover un debilitamiento de los polímeros por plastificación. De esta manera tanto la absorción del agua como la solubilidad llevarán a una variedad de procesos físicos y químicos que pueden resultar en ciertos efectos que deterioren la estructura y la función de los polímeros dentales, incluyendo la capacidad de retención en el adhesivo dental.<sup>6</sup>

Tanto sorción como solubilidad son fenómenos que se deben controlar en los materiales dentales. Ambos están relacionados con las cantidades de monómeros que quedan sin reaccionar y de otras moléculas no polimerizables, así como algunas cadenas poliméricas de pequeño tamaño que migran de la matriz curada hacia el medio.<sup>12</sup>

Por ello, se considera la solubilidad como una medida indirecta de la toxicidad del material y la absorción como medida de los cambios estructurales en la matriz polimérica formada, ya que la entrada del

disolvente en su interior, da lugar a un distanciamiento entre las cadenas de la red.<sup>7</sup>

Si una sustancia distinta (un gas o un sólido) entra en contacto directo con la superficie de un sólido, se dice que se adhiere a su superficie. El proceso de adsorción o adhesión a la superficie de una sustancia tiene gran importancia en el proceso de la humidificación, por la que una sustancia queda recubierta o humedecida por una sustancia extraña, como un líquido. Por ejemplo, el grado en que la saliva humedece o se adhiere a la superficie de una dentadura de resina dependerá de la tendencia a la adsorción superficial. Se considera que una sustancia cuya superficie queda humedecida fácilmente por el agua, como el vidrio, la porcelana, o un diente natural, ha adsorbido en su superficie una capa de moléculas de agua. Las superficies con mucha energía como los metales, adsorben moléculas con más facilidad que las superficies de baja energía, como las ceras, mientras que los óxidos tienen una energía superficial intermedia.<sup>13</sup>

El proceso de la adsorción difiere ligeramente del proceso de la absorción. En este último la sustancia absorbida difunde al interior de la materia sólida mediante un tipo de proceso de difusión y no produce una concentración de moléculas a nivel de la superficie.

Puesto que el agua absorbida se aloja en la interfase entre el relleno y la matriz polimérica y una vez allí reacciona con el relleno o con el agente de unión por lo tanto, la silanización del relleno también influye puesto que entre mas efectiva sea la unión entre las partículas de relleno y la matriz organica, menor será la sorción producida.

Se denomina sorción, en general, a aquellos casos en los que se producen ambos procesos y no se sabe muy bien cual de ellos



predomina. La medición de la humedad que contienen las resinas dentales recibe el nombre de sorción de la humedad de la resina. Al utilizar los diferentes materiales dentales de restauración se pueden observar numerosos ejemplos de estos procesos.<sup>14</sup>

La solubilidad por su parte es considerada como la pérdida de peso que está determinada por la cantidad de degradación de elementos de los que se compone, a partir de la captación de líquidos o humedad.

Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambios dimensionales en los materiales, pueden afectar sus propiedades mecánicas, alterar su biocompatibilidad, puesto que los componentes liberados podrían afectar a las células pulpares.<sup>13</sup>

La sorción de agua es un proceso de difusión controlada dentro de la matriz que puede conllevar su degradación y la ruptura de la unión entre el relleno y la matriz. Además se puede producir la liberación o disolución de partículas de relleno, iones y sustancias orgánicas por ejemplo monómeros residuales este fenómeno produce una disminución del peso denominado solubilidad.<sup>15</sup>

El agua absorbida tras reaccionar con el agente de unión o con las partículas de rellenos inorgánicos, producen la separación de las partículas de relleno o de sus componentes y contribuyen a su liberación.

15

## **11. Planteamiento del problema**

Los adhesivos así como los materiales de cementación utilizados en odontología una vez expuestos al medio bucal, sufren procesos de sorción y solubilidad en mayor o menor grado, que conllevan a una degradación de éstos lo que afectará la calidad y duración de las restauraciones.

La sorción de agua es un proceso de difusión controlada dentro de la matriz resinosa que puede facilitar su degradación y la ruptura de la unión entre el relleno y la matriz.

Además, se puede producir la liberación o disolución de partículas del relleno y sustancias orgánicas, por ejemplo, monómeros residuales; este fenómeno produce una disminución del peso, y se denomina solubilidad.

Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambios dimensionales, pueden afectar a sus propiedades mecánicas y producir cambios en el color de las restauraciones, empeorando su aspecto estético, o alterar su biocompatibilidad.

## **12. Justificación**

Se pudiera pensar que al utilizar un sistema adhesivo el problema de sorción y solubilidad no se presentaría por ser un material “plástico”, pero en realidad estos materiales al igual que las resinas compuestas presentan tanto el fenómeno de sorción, como el de solubilidad por estar compuestas químicamente por una fase orgánica. El propósito de este estudio es presentar valores de sorción y solubilidad de tres diferentes adhesivos ya que en la actualidad no se encuentra mucha información publicada al respecto.

### **13. Hipótesis**

El sistema adhesivo PQ1 Ultradent® presentará mayor porcentaje de sorción y solubilidad cuando se compare contra los adhesivos Medental y Prime Dent.

### **14. Objetivo General**

Comparar los valores de sorción y solubilidad de tres sistemas adhesivos dentinarios de diferentes marcas comerciales usados en México.

### **15. Objetivos Específicos**

- Calcular la sorción y solubilidad del sistema adhesivo PQ1 Ultradent®
- Calcular la sorción y solubilidad del sistema adhesivo Medental®
- Calcular la sorción y solubilidad del sistema adhesivo Prime Dent®

## 16. Metodología

### 16.1 Materiales y Equipo

Para la realización de este estudio se utilizó:

- Adhesivo Dental PQ1 de Ultradent. Lote 5096
- Adhesivo Dental Prime Dent de Prime Dental. Lote PK12J
- Adhesivo Dental Medental. Lote 07100803
- Molde de Teflón para preparar muestras se sorción y solubilidad con dimensiones de 15mm de diámetro y espesor de 20mm.
- Aceite de Silicón
- Desecadores con silica gel
- Agua Desionizada
- Frascos de vidrio
- Ganchos de alambre de metal
- Lámpara para fotopolimerizar VISILUX 2. 3M<sup>®</sup>
- Estufa ambientadora a  $37 \pm 1^\circ \text{C}$
- Espátula 7<sup>a</sup>
- Balanza Analítica Adventurer. OHAUS

## 17. Método

Para la realización de este estudio se prepararon 15 muestras de 15mm diámetro y espesor de 0.70mm para cada uno de los sistemas adhesivos. Utilizando un molde de metal, sobre el que se colocó una gota de aceite de silicón como separador, se colocaron seis gotas de adhesivo las cuales fueron cubiertas con cinta mylar evitando la formación de burbujas. Posteriormente se colocó un vidrio para conseguir una superficie lisa de la muestra.

Las muestras fueron polimerizadas utilizando la lámpara de luz halógena. La polimerización se realizó en cinco puntos distintos con una exposición de 40 segundos para cada uno de los puntos comenzando con el centro, continuando en la parte superior y siguiendo las manecillas del reloj hasta abarcar toda la muestra, como se muestra en la Figura 2.

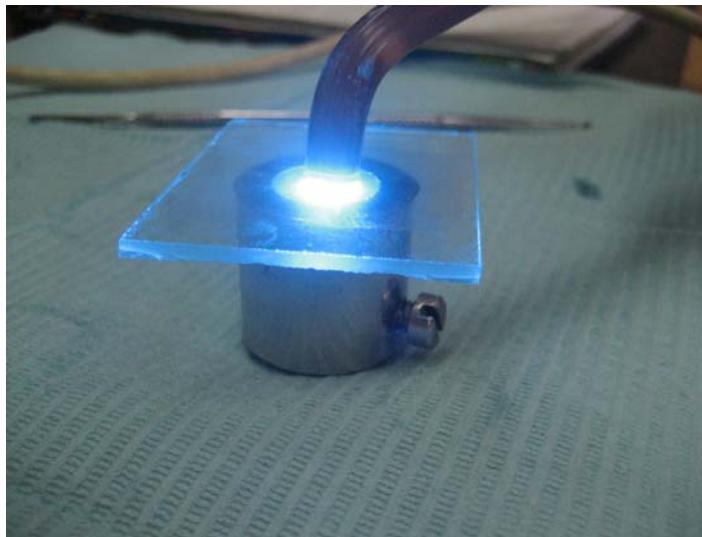


Figura 2. Polimerización del Sistema Adhesivo.

Una vez polimerizados y obtenidos las muestras, se colocaron en un desecador que fue llevado a una estufa ambientadora a una temperatura a  $37 \pm 1$  °C. Como se muestra en la Figura 3. Cada 24 horas se retiraron de la estufa y se mantuvieron a una temperatura de  $23 \pm 1$  °C durante una hora. Transcurrido ese tiempo se pesaron en la balanza analítica hasta que el peso se mantuvo constante (variación no mayor de 0.2 mg). Una vez estabilizadas las muestras se registró el peso como  $m_1$ .



Figura 3. Muestras colocadas en el desecador.

Posteriormente las muestras fueron sumergidas en agua desionizada Figura 4 y se mantuvieron a una temperatura de  $37 \pm 1$  °C durante 7 días. Pasado ese tiempo se sacaron de la estufa y de los frascos. Se pesaron y registraron sus pesos. Estos valores representan  $m_2$ .



Figura 4. Muestras sumergidas en agua desionizada

Una vez registrado el peso  $m_2$  las muestras fueron reacondicionadas en el desecador hasta lograr el peso constante siguiendo el ciclo anteriormente descrito para obtener el peso  $m_1$  y éste fue registrado como  $m_3$ .

Los valores para sorción y solubilidad fueron cálculos utilizando las siguientes ecuaciones:

$V = Ah.$

En donde V es el volumen de la muestra y h el espesor.

$$A = \frac{3.1416 (D^2)}{4}$$

En donde D es el diámetro de la muestra.

$$\text{Sorción} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

En donde:

$m_2$ : Es la masa de la muestra expresada en  $\mu\text{g}$  después de permanecer sumergidos en agua diariamente por 7 días.

$m_3$ : Es la masa de la muestra después de ser reacondicionada expresada en  $\mu\text{g}$ .

V: Es el volumen de la muestra expresada en  $\text{mm}^3$

$$\text{Solubilidad} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

En donde:

$m_1$ : Es la masa expresada en  $\mu\text{g}$  previa a la inmersión en agua desionizada.

Una vez obtenidos los datos, éstos fueron analizados utilizando ANOVA de una vía ( $p < 0.05$ ), y prueba de Tukey para determinar las diferencias estadísticamente significativas.

## 18. Resultados



Los resultados obtenidos con ANOVA de una vía ( $p < 0.05$ ), y prueba de Tukey para determinar las diferencias estadísticamente significativas para cada una de los tres adhesivos dentales, en la Tabla número 1 se muestran los valores promedio de sorción obtenidos. Los valores promedio de solubilidad se muestran en la Tabla número 2

**18.1 Tabla 1. Valores promedio de sorción y su desviación estándar de los tres adhesivos dentales.**

<b>Medental</b>	<b>35.6 ± 7.7 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>
<b>Prime Dent</b>	<b>69.9 ± 10.8 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>
<b>UltraDent</b>	<b>93.4 ± 11.19 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>

Existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres materiales ( $p < 0.05$ ).

**18.2 Tabla 2. Valores promedio de solubilidad y su desviación estándar de los tres adhesivos dentales.**

<b>Medental</b>	<b>25.7 ± 5.3 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>
<b>Prime Dent</b>	<b>53.5 ± 11.1 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>
<b>UltraDent</b>	<b>50.3 ± 14.6 <math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math></b>

Entre Prime Dent y UltraDent no hay diferencias estadísticamente significativas.

Entre Medental con Prime Dent y UltraDent existieron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ).

### 18.3 Graficas de sorción y solubilidad

En las Figuras 5 y 6 se observan los valores promedio de sorción y solubilidad obtenidos de las tres marcas de adhesivos dentales Medental, Prime Dent y UltraDent.

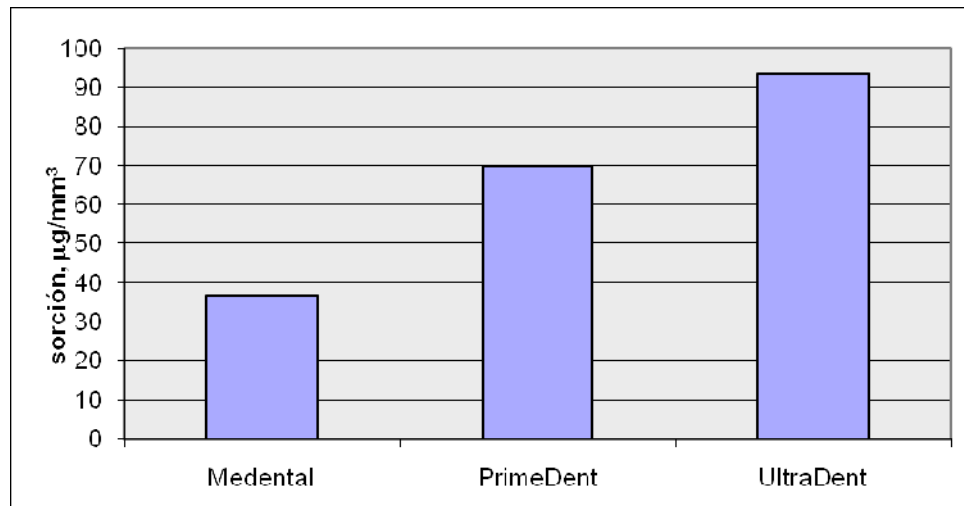


Figura 5. Valores de sorción de los tres adhesivos dentales.

De acuerdo a los datos señalados en la Figura 5, podemos decir que el adhesivo con menor sorción fue Medental.

Existiendo una diferencia significativa con el resto de los adhesivos cuyos valores de sorción fueron más altos.

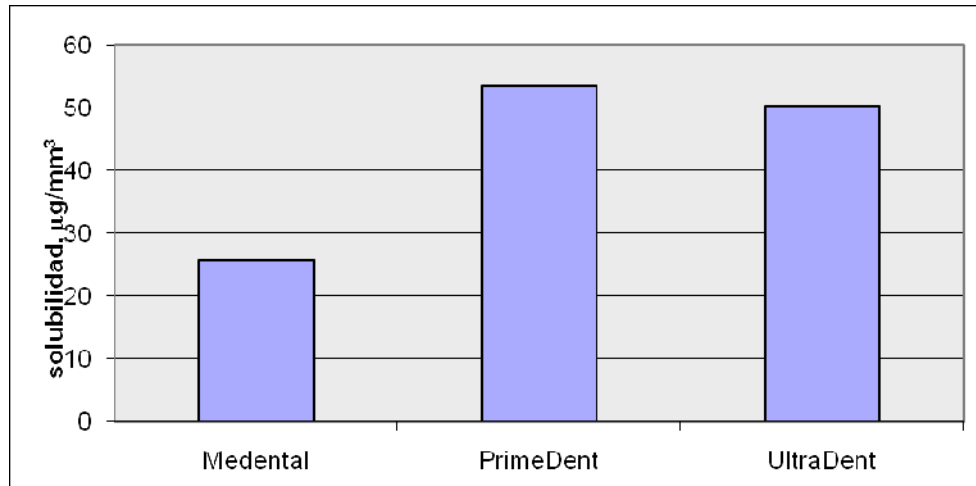


Figura 6. Valores de solubilidad de los tres adhesivos dentales.

De acuerdo a los datos señalados en la Figura 6, podemos decir que el adhesivo con menor solubilidad fue Medental.

Existiendo una diferencia significativa con el resto de los adhesivos cuyos valores de solubilidad fueron más altos.

## 19. Discusión

Los adhesivos dentales han significado un gran avance en la odontología actual. Ahora bien, hay que tener en cuenta que no todos presentan los mismos componentes, y que de éstos depende el grado de sorción y solubilidad de cada adhesivo y a la vez representan en gran medida las propiedades físicas y mecánicas.

La característica principal que buscamos en este estudio fue la sorción y solubilidad que presentan cada uno de estos.

Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambios dimensionales en los materiales, pueden afectar a sus propiedades mecánicas y alterar su biocompatibilidad.

Por lo tanto se infiere que el adhesivo dental Medental en base a los resultados obtenidos, es el que menos absorbe agua y solubiliza menos, mientras que el adhesivo UltraDent resulta ser el que más agua absorbe y por su parte el adhesivo Prime Dent es el que más se solubiliza.

El adhesivo PQ1 de Ultradent resultó ser el que más sorción tiene, ya que dentro de su composición se encuentra el monómero TEGDMA éste crea la red polimérica más densa y flexible pero la que más cantidad de agua absorbe.

Los adhesivos utilizados en este experimento son de quinta generación y para que tengan buenos resultados deben ser colocados de manera que quede una delgada capa pues serán más resistentes.

Es importante recalcar que los verdaderos resultados se observaran en la práctica clínica pues dependemos de otros factores para que nuestra restauración tenga éxito.

## **20. CONCLUSIONES**

- Se concluye que la hipótesis formulada de sorción fue comprobada y cumplida por que el adhesivo dental PQ1 de UltraDent fue el que más agua absorbió.
- Respecto a la solubilidad resultó falsa, dado que el adhesivo dental Prime Dent resultó ser el que mayor solubilidad presentó.
- El adhesivo dental Medental en base a los resultados obtenidos, es el que menos absorbe agua y solubiliza menos
- El adhesivo UltraDent resulta ser el que más agua absorbe.
- Por su parte el adhesivo Prime Dent es el que más se solubiliza.

## 21. BIBLIOGRAFÍA

1. Craig R.G. Materiales de odontología restauradora, 10° ed. Madrid: Editorial Harcouert Brace, 2002. Pp. 22-26
2. Cate A.R. Histología Oral. 2a.ed. Cd. México: Editorial. Editorial Médica Panamericana, 1986. Pp. 207-218
3. Swift E.J., Perdigao J. and Heymann H.O. Bonding to enamel and dentin. Rev. Quintessence International 1995; 26: 78-82
4. Guzmán B.H. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3a.ed. Bogotá, McGraw-Hill, 2003. Pp. 269-275
5. Barrancos M.G. Operatoria Dental, Integración clínica, 4a.ed. Bogotá, Editorial Médica Panamericana, 2006 Pp. 726-750
6. Sauro S. Water uptake of bonding systems applied on root dentin surfaces, Rev. of Biomaterials 2004. 2: 25-28
7. Perdigao J. Dental Adhesives. Rev of North Carolina, 2000; 4: 63-66
8. Glauco F.V. Carillas Laminadas soluciones estéticas, 9° ed. Caracas Editorial Santos, 2000. Pp. 42-44
9. Costa CAS, Nascimento ABL, Teixeira HM. Response of Human Pulp Following Acid Conditionig and Aplication of a Bonding Agents in Deepp Cavities., 2002, 3: 56-58
10. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Human Pulp Response After and Adhesive System Application in Deep Cavities. Rev. Journal of Dentistry, 2000, 4: 48-50

11. Marin D. Adhesión a la Estructura Dentaria. Clínica Adhesivos Dentales. Hallado en: [www.avancesenodontología.com](http://www.avancesenodontología.com),
12. Ortengren U, Anderson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behavior of the composite resin materials. J Dent 2001; 29: 35- 41
13. Shuichi Ito, Masanori H, Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity, Rev. Science Direct, Okayama, 2005;47-56
14. Correa E. Diccionario de Ciencias Médico Odontológicas, 8ª edición, México, 1999, Pp. 554
15. Sideridou I, Tserkiv. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light- cured dimethacrylate based dental resins. Biomater 2003; 24: 655-65