UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Efecto del pretratamiento dentinal con derivados de organosilicio en adhesión convencional

Gisela Ramos Sánchez

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Odontología, Departamento de Materiales Dentales
Bogotá, Colombia
2014

Efecto del pretratamiento dentinal con derivados de organosilicio en adhesión convencional

Gisela Ramos Sánchez

Tesis o trabajo de investigación presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Odontología

Director:
Doctor Ricardo Fierro Medina, Ph.D. Química.

Codirector:
Doctor Norberto Calvo Ramírez, Especialista en Rehabilitación Oral.

Línea de Investigación:

Materiales Dentales

Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Materiales Dentales GRIMAD

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Odontología, Departamento de Materiales Dentales

Bogotá, Colombia

2014

Dedicatoria

A Dios, a mi abuela y a madre, por su incansable lucha, su dedicación y su amor.

A mi hermana Stefany y mi esposo Nicolás, por su compañía y apoyo incondicional.

Agradecimientos

Al Doctor Manuel Roberto Sarmiento Limas, decano de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia, y el Doctor Norberto Calvo Ramírez, vicedecano de la facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia, por su apoyo económico en la realización completa de las pruebas de fuerza de adhesión, microfiltración y observación en microscopio electrónico de barrido.

Resumen

El desempeño pleno, óptimo y efectivo de la interfase adhesiva, es un reto para la odontología moderna; especialmente en el tejido dentinal, donde la composición, las variaciones estructurales y la presencia de barrillo dentinario afectan los procesos de restauración. De esta forma, en la literatura se encuentran estudios que evidencian que, contrario a la estabilidad y durabilidad lograda con los procesos adhesivos sobre el esmalte dental, en el tejido dentinal la adhesión es aún un procedimiento sensible e inestable.

El presente estudio tuvo como objetivo mejorar la durabilidad y funcionalidad de la interfase dentina-adhesivo, utilizando compuestos químicos dentro de los cuales se encuentran las soluciones de dimetildiclorosilano, al ser usadas como pretratamiento dentinal durante un protocolo de adhesión convencional. Se usaron 120 dientes premolares sanos según criterios de inclusión y exclusión, extraídos por motivos ortodónticos de clínicas odontológicas ubicadas en la ciudad de Bogotá; de los cuales 60 premolares superiores se sometieron a una prueba mecánica de corte para establecer fuerza de adhesión a dentina en la máquina de ensayos universales Shimadzu y 60 premolares superiores e inferiores se sometieron a pruebas de microfiltración utilizando el hidrobath y el estereomicroscópio analizador de imágenes. Igualmente, se utilizaron 10 molares y 6 premolares sanos para realizar observaciones en microscopio electrónico de barrido del tejido dentinal, haciendo una caracterización del efecto de un protocolo de adhesión convencional actual sobre la superficie dentinal.

Los resultados obtenidos evidencian que existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de las pruebas mecánicas y de microfiltración, comparados con los protocolos convencionales actuales realizados en iguales condiciones. Por tanto, la solución de dimetildiclorosilano es capaz de formar una interfase entre el adhesivo convencional y el tejido dentinal. Dicha interfase tiene características elásticas significativas que pueden ser importantes en la interfase adhesiva a mediano y largo plazo. Igualmente, dicha interfase también tiene características de porosidad que la hacen susceptible a la microfiltración a valores muy cercanos a los obtenidos de microfiltración de las interfases adhesivas convencionales actuales.

Palabras clave: Dentin, Adhesives, Hidrid layers, Microfiltration, Silanols, dymetildiclorosilano.

Abstract

The complete, optimal and actual performance of the adhesive interface, is a challenge for modern dentistry; especially in dentinal tissue, in which the composition, structural variations and the presence of smear layer affect the restoration processes. Thus, in the literature are studies that show that, contrary to the stability and durability achieved with adhesives processes on dental enamel, in dentinal tissue the adhesion is still a sensitive and unstable process.

The present study aimed to improve the durability and functionality of the dentin-adhesive interface, using chemicals compounds like Dimethyldichlorosilane solutions, when are used as pretreatment dentinal during a convencional adhesion protocol. 120 healthy premolars were used according to inclusion and exclusion criteria, extracted by orthodontic reasons in dental clinics located in Bogotá. 60 upper premolars were subjected to mechanical testing to establish cutting the dentin bond strength in Shimadzu universal testing machine, and upper and lower 60 premolars were subjected to microfiltration tests using the hidrobath and the image analyzer stereo-microscope. Alike, 10 molar and 6 healthy premolar were used for observation in the scanning electron microscope of the dentinal tissue, making a characterization of the effect of a current conventional adhesion protocol about dentin surface.

The results show that there are significant statistical differences in the values of the mechanical tests and microfiltration, compared to current conventional protocols performed under the same conditions. Therefore, the Dimethyldichlorosilane solution can form an interface between the conventional adhesive and the dentin tissue. This interface has significant elastic characteristics that may be important in the adhesive interface in the medium and long term. Likewise, the interface also has porosity characteristics which make it susceptible to microfiltration with very close values obtained in the current conventional adhesive interfaces microfiltrations.

Keywords: Dentin, Adhesives, Hidrid layers, Microfiltration, Silanols, dymetildiclorosilano.

Contenido

Pág.

Resumen ..... **IX**

Lista de figuras ..... **XIII**

Lista de tablas ..... **XV**

Lista de gráficas ..... **XVII**

Introducción **1**

1. Generalidades **3**
1.1 Justificación 3
1.2 Planteamiento del problema 4
1.3 Objetivo General 4
1.4 Objetivos Específicos 4
1.5 Hipótesis 4

2. Estado del arte **6**
1.6 Dentina 7
1.7 Barrillo dentinario 8
1.8 Ácido fosfórico 9
1.9 Unión a dentina y capa híbrida 10
1.10 Sustancias usadas en el proceso de la adhesión convencional 12
1.11 Silicio 16
1.12 Silanos 17
1.13 Siloxanos 20
2.2 Caracterización morfológica de la dentina por microscopia electrónica de barrido (MEB)…….21

3. Materiales y Métodos **22**
1.14 Recolección y manejo de la muestra 22
1.15 Preparación del reactivo y materiales a utilizar 22
1.16 Evaluación de la capacidad de cubrimiento de los derivados de silicio en el tejido dentinal 24
1.17 Identificación de la fuerza de adhesión generada por los derivados de silicio en la interfase adhesiva 25
1.18 Identificación de la capacidad de microfiltración en la interfase adhesiva, después del tratamiento con derivados del silicio 29

1.19 Metodología estadística.....34

4. Resultados y análisis estadístico 37
1.20 Capacidad de cubrimiento de los derivados del silicio en el tejido dentinal.....37
1.21 Fuerza de adhesión generada por los derivados de silicio en la interfase adhesiva 38
1.21.1 Resumen estadístico de fuerza de adhesión por grupos para MPa 41
1.21.2 Análisis de varianza (anova) a una vía de la fuerza de adhesión en Mpa según los cuatro niveles.....42
1.21.3 Pruebas de Múltiple Rangos para fuerza de adhesión en MPa por Factor……..…44
1.22 Capacidad de microfiltración en la interfase adhesiva, después del tratamiento con derivados de silicio 46
1.22.1 Análisis cualitativo de la microfiltración en la interfase adhesiva.....47
1.22.2 Evaluación cuantitativa. Análisis estadístico de la microfiltración en la interfase adhesiva 50

5. Discusión.....60

1.24 Evaluación de la fuerza de adhesión sobre dentina.....65
1.25 Evaluación de la microfiltración en la interfase adhesiva 68

6. Conclusiones 71

Bibliografía 72

Lista de figuras

Pág.

Figura 2-1: Estructuras anatómicas que constituyen el diente.....6
Figura 2-2: Representación gráfica de los componentes de la dentina, el esquema ilustra la exposición de los componentes orgánicos de la dentina y la red de colágeno 7
Figura 2-3: Microscopia electrónica de barrido, que muestra a 5000 aumentos, el Smear layer sobre la superficie dentinal con fresa de 0.14 grano medio, aro azul 9
Figura 2-4: Zona de colágeno expuesto después de desmineralizar la dentina con ácido fosfórico……..……23
0
Figura 2-5: Estructura química del HEMA Y el BISGMA, monómeros constituyentes de los adhesivos dentales.....23
Figura 2-8: Ejemplo de una reacción de condensación, donde un monohalosilano más un dihalosilano en presencia de agua forma cadenas de siloxanos 35
Figura 5-8: Fractura de islotes adamantinos sin soporte dentinario.....79

Lista de tablas

Pág.

Tablas3-1: Porcentajes de reactivos para la mezcla, materiales y equipos a utilizar.....23
Tablas3-2: Secuencia para medir la penetración del azul de metileno 34
Tablas3-3: Análisis De Varianza (ANOVA) 35
Tablas 4-1: Grupo de adhesión convencional resultados respectivos por diente de la fuerza de cizallamiento en Mpa 39
Tablas4-2:Grupo de carbonato de calcio resultados respectivos por diente de la fuerza de cizallamiento en Mpa 39
Tablas4-3: Grupo de dimetildiclorosilano al 5% resultado respectivo por diente de la fuerza de cizallamiento en Mpa 40

Tablas4-4:Grupo de dimetildiclorosilano al 10% resultado respectivo por diente de la fuerza de cizallamiento en Mpa..... 40
Tablas4-5:Resumen Estadístico de fuerza de adhesión para MPa..... 41
Tablas 4-6: ANOVA para fuerza de adhesión en MPa por grupos 43
Tablas4-7: Medias para fuerza de adhesión en MPa por Factor con intervalos de confianza del 95.0% 43
Tablas4-8:Método: 95.0 porcentaje Tukey HSD 44
Tablas4-9: Clasificación del tipo de fractura en la interfase adhesiva según el grupo……..……..…….46
Tablas4-10: Origen de la microfiltración de acuerdo a la pared y al grupo ….…..... 47

Tablas 4-15: Análisis de Varianza para Microfiltración-Suma de Cuadrados Tipo III……...56
Tablas4-16:Pruebas de Múltiple Rangos para Microfiltración por Material.....58

Lista de gráficas

Pág.

Gráficas4-1: Caja y Bigotes de fuerza de adhesión en Mpa 41
Gráficas4-2: Dispersión por código de nivel, de la fuerza de adhesión en Mpa 42
Gráficas4-3: ANOVA para fuerza de adhesión en MPa 43
Gráficas4-4: Caja y Bigotes de fuerza de adhesión en Mpa 45
Gráficas4-5: ANOVA Multifactorial para la microfiltración en la interfase adhesiva 55
Gráficas4-6:ANOVA para la microfiltración en la interfase adhesiva 55
Gráficas4-7: Interacciones entre pared, tipo de tratamiento y microfiltración de la interfase adhesiva 57
Gráficas4-8: Caja y Bigotes para la microfiltración en la interfase adhesiva según el tratamiento 57
Gráficas4-9: Caja y bigotes para la microfiltración en la interfase adhesiva según la pared..... 59

Introducción

La adhesión es uno de los procedimientos más utilizados en la práctica odontológica actual, ya que en su gran mayoría los pacientes buscan restaurar sus dientes conservando el color y la forma de las estructuras naturales previas.[1] Por tanto, las resinas son el material de elección a utilizar, ya que además de los beneficios estéticos permite hacer cavidades mínimamente invasivas.

De esta manera, la odontología restauradora reemplaza el tejido perdido por caries o por fracturas, uniéndose a través de un biomaterial a las estructuras dentales como el esmalte, la dentina y el cemento[2]. La adhesión entonces, debe lograr mantener el material polimérico en su lugar soportando la función masticatoria y evitando la penetración de los fluidos orales y por ende, de organismos bacterianos.

En este orden de ideas, cada tejido dental posee características anatómicas y composiciones orgánicas e inorgánicas diferentes que le dan características de mayor o menor estabilidad a la interfase adhesiva que es capaz de formar [2,4]. Específicamente, la adhesión en dentina constituye un desafío para la odontología moderna, y ha sido motivo de múltiples investigaciones ya que por su distribución anatómica no es posible lograr una adhesión tan confiable y perdurable como la obtenida en el esmalte dental; es decir, que la dentina presenta características heterogéneas que dificultan su unión a materiales poliméricos por largos periodos de tiempo.

Dentro de las mayores dificultades de la adhesión en dentina se encuentran las variaciones topográficas en donde encontramos la presencia de los túbulos dentinales que alojan en su interior el fluido dentinal y los procesados odontoblásticos que conectan directamente este tejido con la pulpa dental[5]. Igualmente, su composición es de alto contenido orgánico (agua y proteínas) y bajo contenido mineral, lo cual hace necesario que en la interfase adhesiva también se encuentren materiales con características hidrofílicas [6,7].

Adicionalmente, la dentina presenta una característica especial como la formación de una estructura llamada barrillo dentinal o “smear layer” después de ser instrumentada[11]. Esta estructura, cubre la superficie dentinaria y su papel ha sido considerado en odontología adhesiva como de vital importancia por su localización en la interfase entre el material restaurador y la matriz de dentina[12].

Igualmente, el tratamiento que recibe dicha estructura diferencia la adhesión entre los adhesivos autograbadores, en donde el barrillo dentinal hace parte de la interfase adhesiva y los adhesivos convencionales que retiran el barrillo dentinal con ácido fosfórico para permitir que el adhesivo entre en los tubos dentinales y que las fibras

colágenas expuestas se empapen de adhesivo, favoreciendo la adhesión y brindando una traba mecánica que genera un estructura llamada zona híbrida[2].

A través del tiempo, se ha evidenciado que el sustento de la adhesión en dentina, liderado por la formación de la capa híbrida, puede degradarse como consecuencia de la acción de proteasas endógenas y originar perdida de las restauraciones poliméricas y caries secundarias[15, 17,18]. Por lo anterior, se han propuesto modificaciones a la técnica adhesiva convencional actual, involucrando sustancias como pretratamiento dentinal después del grabado ácido, con el ánimo de mejorar la fuerza de unión y evitar la microfiltración bacteriana.

A partir de lo descrito anteriormente, este trabajo pretendió incorporar derivados de compuestos de organosilicio (dimetildiclorosilano) como pretratamiento dentinal en busca de mejorar la capacidad de adhesión de los adhesivos y por ende, la calidad y longevidad de las restauraciones poliméricas a la estructura dentinal[60,61,62].

En odontología, los organosilanos son agentes de acoplamiento que acompañan los diferentes métodos de acondicionamiento de superficie. Son muy efectivos en promover la adhesión sobre materiales basados en sílice como las porcelanas y para dar unión duradera entre la cerámica y la resina de cementación [59,63]. También se utilizan en la reparación de las cerámicas dentales y como facilitador de la unión del relleno inorgánico a base de sílice con la matriz orgánica de los monómeros en las resinas.

El dimetildiclorosilano, también llamado dicloruro de dimetilsilano, es una sustancia líquida incolora, usada por la industria química en la fabricación de siliconas. Es el principal precursor para la fabricación de dimetilsilicona y polisilanos compuestos, es reconocido por ser un derivado de silicio cuya característica principal es ser facilitador de la adhesión entre dos superficies sólidas [61,64]. Se plantea en odontología como una opción para enriquecer la interfase adhesiva de manera que se logre aumentar la estabilidad.

De este modo se evaluó in vitro, el efecto del dimetildiclosilano aplicado sobre la estructura dentinal y su interacción con los sistemas adhesivos. Este estudio fue encaminado en aportar un recurso adicional en la evolución de los materiales adhesivos brindando una opción de manejo clínico convencional.

1. Generalidades

1.1 Justificación

En la práctica clínica odontológica, la mayor parte de los pacientes consultan buscando tratamientos restaurativos completamente estéticos, motivo por el cual se realizan técnicas adhesivas para obturar con resinas compuestas y devolver la función, la forma y el color de los dientes naturales[1].

Contradictoriamente, a pesar de las ventajas que ofrecen los materiales adhesivos, se han evidenciado problemas de sensibilidad postoperatoria, pulpitis y fallas adhesivas después de realizar los protocolos clínicos, con técnicas convencionales[2].

Dentro de dichos protocolos, la interacción química y micromecánica entre la dentina y el material obturador polimérico juega un papel fundamental, ya que constituye el éxito clínico de la restauración a corto y a largo plazo. Por tanto, es necesario establecer protocolos de adhesión mínimamente destructivos con los tejidos adyacentes, es decir, buscar tratamientos conservadores, biocompatibles que evidencien un buen comportamiento físico- mecánico, y como consecuencia puedan disminuir los índices de sensibilidad postoperatoria y alteraciones pulpares, después de los tratamientos adhesivos.

Adicionalmente, estudios previos reportan la presencia de proteasas endógenas, llamadas metaloproteinasas y las catepsinas, que son capaces de degradar las fibras de colágeno y por ende se les atribuye la responsabilidad de la degradación de la capa híbrida y la disminución de la fuerza de adhesión en las restauraciones resinosas [30,31].

Igualmente, en química orgánica se han utilizado agentes promotores de adhesión entre polímeros orgánicos y sustratos minerales, llamados silanoles o órgano-silanos funcionalizados, que han tenido amplias aplicaciones a nivel médico y a nivel industrial. Estos compuestos son considerados como un facilitador de la adhesión entre dos superficies sólidas [60,62]. Son derivados orgánicos del silicio y reemplazan en su estructura química los enlaces silicio–cloro por enlaces silicio–oxígeno, mejorando las características de adhesión al ser un enlace muy estable. Es por esto que en este estudio se plantea enriquecer el sustrato dentinario con dimetildiclorosilano, después de realizar el acondicionamiento ácido del tejido para generar una capa amortiguadora que brinde a la interfase adhesiva mayor estabilidad térmica y química, logrando una restauración más duradera y con menores complicaciones posoperatorias.

1.2 Planteamiento del problema

Actualmente, la técnica de adhesión convencional en dentina ha sido bastante cuestionada ya que se han evidenciado fallas en la interfase adhesiva, por la degradación de la capa híbrida que se presenta como consecuencia de la acción de los monómeros hidrofílicos y la acción de las metaloproteinasas al degradar las fibras de colágeno.

Como consecuencia, hay una menor durabilidad de las restauraciones, perdida de la retención, aumento de la microfiltración bacteriana, y, por lo tanto, la presencia de secuelas como dolor, caries secundaria y alteraciones pulpares irreversibles.

Por lo anterior, la odontología adhesiva contemporánea busca desarrollar técnicas y protocolos adhesivos que mejoren la interacción diente-material restaurador y por ende, el comportamiento de las resinas a corto, mediano y largo plazo.

Pregunta de Investigación:

¿La aplicación de compuestos derivados de silicio, durante un protocolo de adhesión convencional aumenta la estabilidad de la interfase adhesiva?

1.3 Objetivo General

Evaluar el efecto del pre-tratamiento dentinal con derivados de silicio, en la interfase dentina-adhesivo, durante un protocolo de adhesión convencional.

1.4 Objetivos específicos

- Evaluar la capacidad de cubrimiento de los derivados de silicio en el tejido dentinal.
- Identificar la fuerza de adhesión generada por los derivados de silicio en la interfase adhesiva.
- Describir la capacidad de microfiltración de la interfase adhesiva después del tratamiento con derivados de silicio.

1.5 Hipótesis

Los sistemas de órgano-silicio actúan como una interfase entre el adhesivo convencional y la dentina, mejorando la estabilidad adhesiva y por tanto, aumentando la fuerza de adhesión al sustrato dentinal y disminuyendo la microfiltración. Es decir, que gracias a las

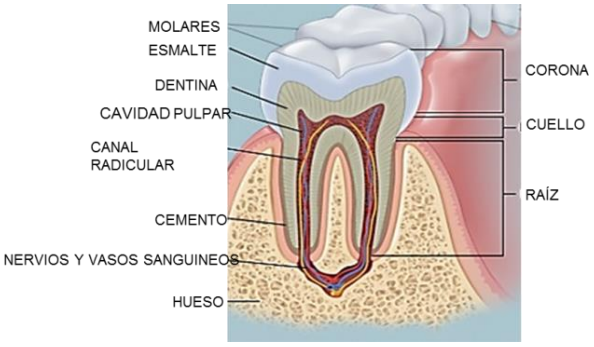
características elásticas de dicha interfase, se pueden aliviar las tensiones generadas por la diferencia entre los coeficientes de expansión termina y contracción de polimerización de los materiales adhesivos.

H1: ¿La variable fuerza de adhesión se asocia a los tratamientos?

H2: ¿La variable microfiltración de la interfase adhesiva se asocia a los tratamientos?

2. Estado del arte

Figura 2-1: Estructuras anatómicas que constituyen el diente



Fuente: Tomado y modificado de WebMD Image Collection: Human Anatomy.

La odontología restauradora moderna ha evidenciado un rápido progreso en la tecnología de los adhesivos dentales en los últimos 50 años (1), logrando devolver forma y color a los dientes naturales, conservando la estructura dental a través del concepto de la odontología mínimamente invasiva. Sin embargo, la duración clínica de las resinas compuestas sigue siendo hoy en día muy corta debido a una incompleta hibridización en la interfase adhesiva que origina una zona de colágeno expuesto y desprotegido (2).

Por tanto, la técnica de adhesión convencional en dentina se considera inestable, ya que la composición heterogénea del tejido no permite que la unión adhesiva sea ideal y, por el contrario, puede afectarse con la degradación hidrolítica de los monómeros hidrofílicos (3) presentes en los sistemas adhesivos y por la acción de las metaloproteinasas que degradan las fibras colágenas expuestas. Como consecuencia de estas problemáticas, hay una pérdida en la retención de las restauraciones adhesivas, aumento de la microfiltración bacteriana, caries secundaria y alteraciones pulpares irreversibles (4). Por lo anterior, es necesario caracterizar y evaluar la dentina, el protocolo de adhesión convencional y los avances actuales de la técnica, de manera que este conocimiento sea usado como base de futuras investigaciones que busquen mejorar el desempeño de los materiales adhesivos.

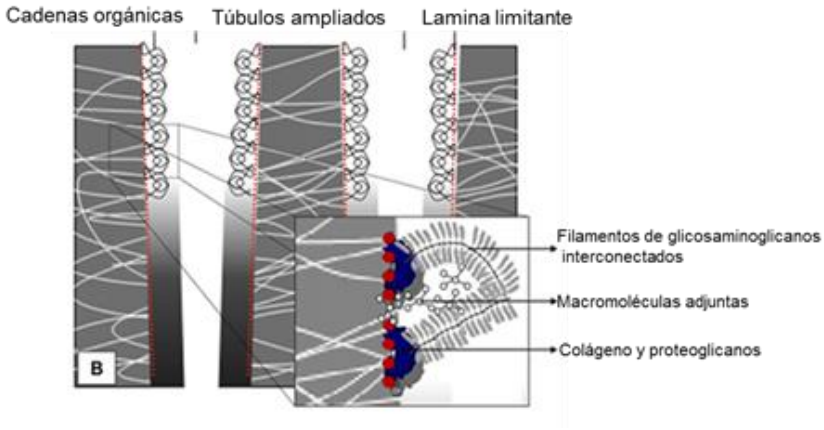
A continuación se describen las principales características obtenidas al examinar la literatura de cada elemento involucrado en el proceso adhesivo, como lo son la dentina,

el barrillo dentinario, el ácido fosfórico, la formación de la capa híbrida, las variaciones actuales de la técnica adhesiva y las propiedades de los derivados de silicio como posibles modificadores del al protocolo de adhesión actual.

1.6 Dentina

La dentina se compone de un mineral de fosfato de calcio identificado como dahllita(5), que se dispone en pequeños cristales de hidroxiapatita carbonatada con dimensiones alrededor de 36nmx 25nmx 4nm, y por una fase orgánica cuyo principal componente es el colágeno tipo I en un 90%, que se orienta en forma de malla (2). Igualmente en su estructura tiene pequeñas cantidades de otros tipos de colágeno (IV, V y VI) y otros componentes como proteínas no colágenas fosforiladas y no fosforiladas, además de proteoglicanos, mucopolisacáridos y lípidos.

Figura 2-2: Representación gráfica de los componentes de la dentina, el esquema ilustra la exposición de los componentes orgánicos de la dentina y la red de colágeno



Fuente: Tomada y modificado de Bertassoni L y colaboradores 2012.

Ivanciket et .al (6) y Shrivastava et. Al (7) describieron la presencia de los túbulos dentinales como la principal característica del tejido dentinal, cuyas estructuras cónicas se irradian a partir de la pulpa a lo largo de todo su espesor hasta llegar al esmalte dental(7). Igualmente, la geometría del túbulo es dependiente de la ubicación dentro del diente y de la distancia desde el tejido pulpar hasta el esmalte dental. En general, los túbulos presentan un diámetro que va desde 1 a 2,5µm y una densidad de 10.000 a 60.000 por mm-2; cada túbulo está rodeado por dentina peritubular con un espesor de 0.5 a 1 µm. La región entre los túbulos es considerada como dentina intertubular, cuya constitución principal es una malla de colágeno fibrilar que se apoya en los cristales de apatita (6). Por tanto, la dentina es un tejido altamente permeable, con túbulos, que además se acompañan por microporos y microgrietas que pueden nacer desde la superficie del esmalte.

Dichos túbulos son considerados una conexión directa a la pulpa. Son importantes porque contienen la prolongación odontoblástica y el fluido proveniente de la pulpa, llamado fluido dentinal, que ejerce una presión constante hacia afuera de la pulpa de 20-28 mmHg (6). Igualmente, la dentina es un soporte elástico subyacente al esmalte dental, que permite la dispersión de las tensiones mecánicas aplicadas durante la masticación (8).

Estas características anatómicas, son las que determinan las condiciones de permeabilidad, humedad y propiedades físicas como la fuerza y la elasticidad (9). La dentina es entonces un tejido vital inervado, capaz de responder a los estímulos mecánicos y químicos del ambiente (10). Tiene funciones sensoriales relacionadas con la presión y sus propiedades han sido reportadas con módulo elástico E= 20 GPa, resistencia al cizallamiento 250 MPa, fuerza de tracción de 50 MPa y resistencia a la fractura de 1.5 a 3.5 MPa.

1.7 Barrillo dentinario

Siempre que el tejido dentinal es manipulado de manera manual o con instrumentos rotatorios, se crea sobre la superficie una capa de detritus o desechos llamada capa de barrillo dentinario (Smear layer) (11). Esta capa es considerada como un impedimento en odontología adhesiva, ya que en un adecuado protocolo de adhesión convencional, se pretende reducir o retirar de la superficie este barrillo dentinario con el ácido fosfórico.

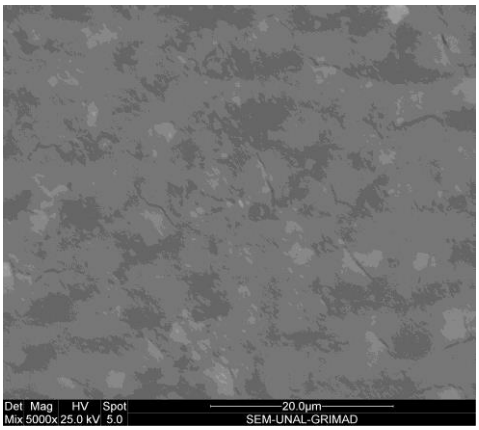
Como lo indican los estudios de Eldarrata et. Al (12), el espesor aproximado de dicha capa de barrillo dentinario es de 0.5 µm, que además se forma con componentes orgánicos en el diente como hidroxiapatita, saliva, sangre y bacterias. El barrillo se compone de dos capas de carácter amorfo: una superficial y otra profunda; esta última puede extenderse hasta 110 µm dentro de los túbulos dentinales y se denomina (Smear plug) (12). Esta capa de barrillo sella la interfase adhesiva y no contribuye al acoplamiento entre el adhesivo y la dentina.

Dos grupos de autores reportan que la manipulación del tejido dentinal (11)(13), puede realizarse con lijas, fresas y discos de corte, lo que hace que varíe el espesor, la rugosidad, la densidad y el grado de adhesión a la estructura dentinal de la capa de barrillo de acuerdo al tipo de instrumentación (14). Por lo tanto, el espesor de dicha capa oscila entre 0.5 y 2 µm (15). De este modo, el barrillo dentinario formado por el papel de lija, deja túbulos dentinarios más abiertos que los dejados por las fresas dentales, sin olvidar que los diferentes tipos de fresas de acuerdo al tamaño del grano, brindan características cualitativas y cuantitativas diferentes.

El barrillo dentinal en la literatura ha sido motivo de controversia, ya que se presentan autores como Phasley et. Al (2), que promueven la eliminación de dicha capa para facilitar la impregnación de los adhesivos en los túbulos dentinales y en el colágeno desmineralizado, principio básico de la adhesión convencional (2), y autores como Van Meerbeeket. Al (16), que por el contrario, presentan la conservación de la capa de barrillo

dentinario con ánimo de disminuir el número de pasos clínicos y la incidencia de la sensibilidad posoperatoria.

Figura 2-3: Microscopia electrónica de barrido, que muestra a 5000 aumentos, el Smear layer sobre la superficie dentinal con fresa de 0.14 grano medio, aro azul



Fuente: Tomado de pruebas preliminares del trabajo de grado titulado: Efecto del pretratamiento dentinal con derivados de organosilicio en adhesión convencional.

1.8 Ácido fosfórico

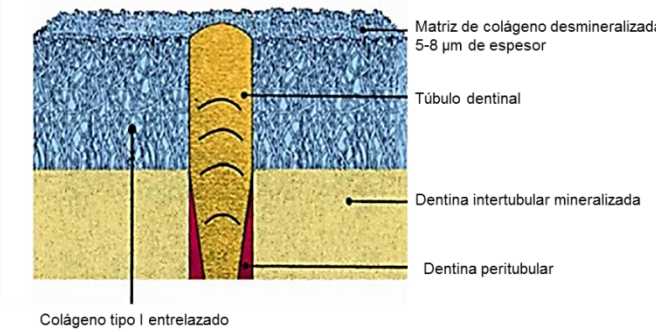
Seguidamente, la capa de barrillo dentinario descrita anteriormente, a pesar de la complejidad en la estructura orgánica e inorgánica de la dentina, puede ser modificada con el uso de agentes ácidos pre-acondicionadores (17), capaces de generar porosidades variables que pueden alterar las características físicas y morfológicas de los túbulos dentinales.

Dentro de dichos agentes, el ácido fosfórico se empezó a utilizar en el año de 1955 sobre los prismas del esmalte[18] (2), generando un patrón de grabado que aumentaba la capacidad de unión de los tejidos dentales a las restauraciones. Actualmente, el pretratamiento dentinal con ácido fosfórico, es utilizado como un procedimiento de rutina clínica diseñado para retirar la capa de barrillo dentinario y para generar una rugosidad en la superficie a través de la desmineralización, que permite mejorar la adhesión de las resinas poliméricas al sustrato dental (17)(19).

Así pues, el ácido fosfórico tiene la capacidad de incrementar la permeabilidad dentinal intertubular e intratubular, como lo describen autores como Brajdie et. Al (19) y Shellis et. Al (20), disolviendo la fase inorgánica de la dentina en un rango de 3-7 µm. Esta permeabilidad, contrario al efecto deseado, se asocia con los procesos de hipersensibilidad posoperatoria generada cuando la dentina recibe estímulos mecánicos o térmicos como consecuencia de dicho ensanchamiento de los túbulos después del grabado ácido. Es decir, que la técnica de grabado ácido, además de buscar generar rugosidad en la superficie dentinal para disminuir el ángulo de contacto de los materiales adhesivos con la superficie dentinal, obteniendo mayor humectación y adherencia (21), puede generar efectos secundarios no deseados.

Del mismo modo, el ácido fosfórico, al aumentar el tamaño de los túbulos dentinales hace que se presente una fuga del fluido dentinal gracias a la presión hidrostática, que, además, puede debilitar la interacción del enlace químico entre los monómeros y la dentina (22). Actualmente, se ha reportado que antes de desmineralizar la dentina con ácido fosfórico, ésta se compone de 50% de elementos minerales, 30% de colágeno y 20% de agua (2). Al desmineralizar, el 50% de la interfase mineralizada se solubiliza y pasa a componerse de 70% de nuevo contenido de agua y 30% de fibras colágenas ancladas en la base mineralizada de la dentina (2). Lo ideal sería que ese 70% fuera ocupado por monómeros que polimericen in situ para producir un biocompuesto reforzado con fibras colágenas. Sin embargo, de manera contradictoria, la presencia de solventes residuales y el movimiento del fluido dentro de los túbulos dentinales, hacen que la sustitución del 70% del porcentaje de agua por monómeros no ocurra de manera ideal (2).

Figura 2-4: Zona de colágeno expuesto después de desmineralizar la dentina con ácido fosfórico



Fuente: Tomada y modificada de Pashley D y colaboradores 2011.

1.9 Unión a dentina y capa híbrida

Actualmente se acepta que la base de la adhesión a la dentina, está constituida por una estructura llamada capa híbrida, que tiene un espesor entre 3 a 6 µm; una zona intermedia entre la dentina y la restauración, constituida por fibras colágenas y adhesivo, que se forma como resultado de la infiltración de éste último en estado fluido entre las fibras colágenas, ya que la fase mineral ha sido disuelta por el ácido fosfórico (2)(23). Con base en numerosas investigaciones morfológicas, los estudios manifiestan que la unión adhesiva depende de varios factores dentro de los cuales se encuentran: la humedad y profundidad del sustrato dentinal, la penetración del adhesivo a través de los túbulos y el entrecruzamiento de los mismos con las fibras colágenas expuestas en la dentina intertubular desmineralizada y los componentes del adhesivo (24).

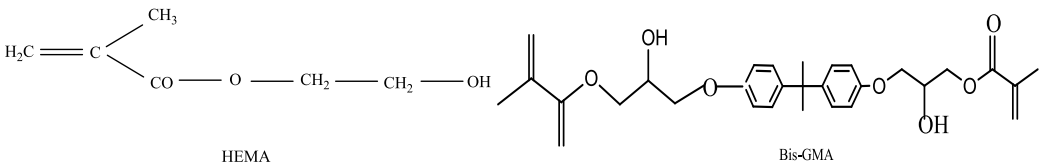
Del mismo modo, gracias a las características anatómicas del tejido dentinal, la capa híbrida es diferente en dentina superficial y en dentina profunda. La primera, se compone en su mayor parte por dentina intertubular desmineralizada y en menor grado por los tag de resina, que penetran con mayor dificultad en forma de embudo dentro de los túbulos dentinales más estrechos (25). Por el contrario, en la dentina profunda hay menor cantidad de dentina intertubular desmineralizada, pero los túbulos son más grandes y

más numerosos, por esta razón los tag de resina representan una fracción importante de unión de las superficies cercanas a la pulpa. Por tanto, algunos autores aseveran que la penetración e imprimación del adhesivo en la dentina acondicionada, crea un enlace con el colágeno, generando una retención química y una retención micromecánica con la formación de los tag que contribuyen en un 30% a la fuerza total de la unión adhesiva (26).

Dentro de los adhesivos convencionales se encuentran los sistemas adhesivos de tres pasos que incluyen 3 recipientes que contienen: el desmineralizante, el primer y el bonding; y los adhesivos de dos pasos que incluyen dos recipientes con el desmineralizante y una botella que contiene el primer con el bonding en una sola mezcla (27). Actualmente, los adhesivos convencionales de 2 pasos son los más usados porque simplifican el número de pasos clínicos, pero la evidencia nos muestra que con el tiempo, éstos muestran alteraciones en la fuerza adhesiva, probablemente debido a que en un solo frasco están presentes los componentes hidrófilos de la imprimación y los hidrófobos del adhesivo, es decir, que pueden contener hasta 50 % de disolventes en su composición, aumentando el potencial de absorber agua de la dentina subyacente y de la cavidad oral, haciendo que la capa de adhesivo sea menos estable (28). Conjuntamente, cuanto mayor es el contenido de disolvente dentro de la solución de adhesivo antes de la fotopolimerización, menor es el grado de conversión y por ende, desfavorecen las propiedades mecánicas de dicho adhesivo (25).

En esta misma línea, los autores describen que, contrario a la uniformidad esperada, los constituyentes del adhesivo se distribuyen en el colágeno expuesto de manera diferente. Los monómeros hidrofílicos, como el 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), se limitan a la mitad inferior, cerca de la dentina, siendo el más sometido a tensión durante la función masticatoria que puede producir fallas por fatiga de las fibras de colágeno; y los monómeros hidrófobos como el bisfenolglicidil-metacrilato (BIS-GMA), se restringen a quedar en la mitad superior de la capa híbrida cerca a la resina. De este modo, la problemática más significativa de la interfase adhesiva se presenta en que aún después de la polimerización, el grupo éster del HEMA es el más vulnerable a la hidrólisis, formando ácido metacrílico y etilen-glicol en presencia de agua a pH básico y a pH ácido (2). Adicionalmente, una vez desmineralizada la dentina, la difusión de los monómeros adhesivos no se presenta en la totalidad del colágeno expuesto (29), resultando en una zona en la parte inferior de la capa híbrida en donde las fibras colágenas están en riesgo de degradación e hidrólisis enzimática (30).

Figura 2-5: Estructura química del HEMA Y el BISGMA, monómeros constituyentes de los adhesivos dentales



Fuente: Tomadas de Kirsten L y colaboradores 2007

Autores como Hashimoto et. Al (31) y Carrilho et. Al (32), reportaron en sus estudios que en esta zona se encuentran libres las enzimas de la matriz dentinal llamadas metaloproteinasas, que son proteasas endógenas presentes en la dentina desde el desarrollo quedan expuestas al desmineralizar la dentina, por lo que se puede pensar que la prevención de la degradación enzimática del colágeno es una estrategia potencial para mejorar la unión adhesiva (30),(31).

Existen varios tipos de metaloproteinasas (MMP): las colagenasas (MMP-8), las gelatinasas (MMP-2) y las enamelinas (MMP-20), que son las responsables de la pérdida del colágeno y por ende, de la continuidad de la capa híbrida, lo cual genera una disminución de la retención del material polimérico a la dentina (33). De esta forma, las fibrillas de colágeno se degradan en la capa híbrida y como consecuencia directa, se pierde la interfase adhesiva con la dentina, lo que lleva a suponer que por la estabilidad de la adhesión sobre esmalte, el sellado de la resina en la periferia de las restauraciones sería el que más contribuye a la durabilidad de la adhesión, lo cual no es suficiente para soportar las fuerzas de flexión y compresión que generan una tensión cíclica durante la función masticatoria.

1.10 Sustancias usadas en el proceso de la adhesión convencional

Por lo anterior, estudios recientes en el área de adhesión dentinal tienen como objetivo evidenciar la manera de inhibir el efecto de dichas metaloproteínas, de esta manera se han probado diferentes sustancias. Una de estas sustancias es la clorhexidina, de la cual los autores reportan que es un potente inhibidor de las metaloproteinasas a concentraciones muy bajas (34),(35). Una concentración de 0.2% de digluconato de clorhexidina es capaz de inhibir 99% de la actividad colagenolítica de las metaloproteinasas in vitro; este proceso está en investigación ya que todavía no se conoce el mecanismo de dicha inhibición (36).

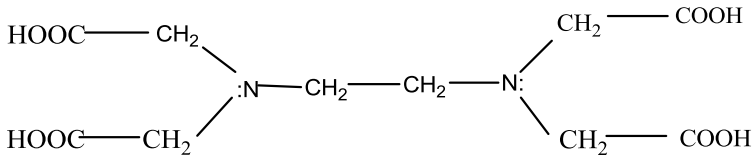
De esta forma, no solo la clorhexidina ha sido una sustancia usada como pretratamiento dentinal para mejorar el desempeño de la interfase adhesiva, sino que también se ha usado el hipoclorito de sodio (NaOCl) como un agente de desnaturalización y desproteinización capaz de eliminar el colágeno, obedeciendo a la idea planteada en la cual la eliminación de la malla de colágeno puede aumentar la estabilidad de los sistemas adhesivos (37).

De esta manera, se plantea crear una capa de dentina con características similares a las del esmalte grabado, es decir, una mayor presencia de cristales de hidroxiapatita con alta energía superficial (38). Los resultados obedecen a que una dentina desproteinizada tiene mayor dureza, mayor capacidad de humectación y mayor permeabilidad que la dentina desmineralizada. Sin embargo, a pesar de las aparentes ventajas, falta información de cómo podría afectar el hipoclorito a las fibras colágenas residuales, los efectos de biocompatibilidad pulpar y los efectos de interacción con las resinas adhesivas. De manera contradictoria, el hipoclorito, según lo manifiestan Zhang K et. al (39) y Miori F et. al (40), crea porosidades submicrométricas dentro de la fase mineral y aumenta el tamaño de los túbulos, debido a una pérdida de dentina peritubular e

intertubular, generando una ampliación y coalescencia de los túbulos dentinarios al ser utilizado como irrigante en los canales radiculares.

El hipoclorito elimina tanto materia orgánica como iones de magnesio y carbonato que afectan las propiedades mecánicas de la dentina y la capacidad de sellado de los materiales dentales. De igual manera, Kaya Sadullah et. al (41) y Prasansuttiporn T et. al (42), reportaron que la alteración que genera el hipoclorito en la dentina es proporcional a la concentración. La erosión causada a una concentración del 1.3 % de NaOCl es menor a la causada a una concentración de 5.25 % de NaOCl40. Incluso si el hipoclorito es mezclado con soluciones como el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), dicha erosión en dentina se potencializa de manera proporcional a la concentración y al tiempo de exposición disminuyendo progresivamente la fuerza de adhesión y las propiedades mecánicas.

Figura 2-6: Estructura química del ácido etilendiaminotetraacético (EDTA)



EDTA

Fuente: Tomada de Química orgánica básica y aplicada: de la molécula a la industria Primo E 1996.

Recientemente se ha evidenciado que el hipoclorito de sodio (NaOCl) reduce la resistencia de unión entre los compuestos de resina y la dentina, debido a que restos y subproductos generados del hipoclorito tienen un efecto negativo sobre la polimerización de los sistemas adhesivos (41). Por tanto, la investigación ha intentado usar agentes antioxidantes como el ácido ascórbico, soluciones con capacidad antioxidante e inhibidora de las MMP, que mejorarían la capacidad adhesiva de la dentina tratada.

Dentro de dichas sustancias usadas como pre-tratamientos dentinales, el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), es un ligante polivalente, que actúa como agente quelante, atrapando el ion Zn+2, que las metaloproteinasas necesitan para mantener su actividad de hidrolasa catalítica, y complejizando también al ión Ca+2, que le permite a estas enzimas mantener su estructura terciaria (43),(2). El acondicionamiento dentinal con el EDTA 0.5 M por 1 o 2 minutos en etanol, crea una capa híbrida más delgada donde los monómeros hidrófobos se infiltrarían completamente sin dejar espacios libres de adhesivo como ocurre al usar el ácido fosfórico, lo cual mejoraría la adherencia y la fuerza microtensil (44). Además, que puede inactivar las metaloproteinasas, igual que otros quelantes, como la 1,10-Fenantrolina y el ácido etilendiaminotetrafosfórico, los cuales podrían resultar en una mejor conservación a largo plazo de la capa híbrida en dentina sana y dentina afectada por caries.

Dentro de las sustancias propuestas para la inhibición de las metaloproteinasas encontramos los llamados agentes de entrecruzamiento de proteínas, de modo que las

metaloproteinasas endógenas se ligan a sus cadenas de péptidos inmediatamente después del grabado ácido, perdiendo movilidad molecular esencial para la actividad enzimática2. Guentsch A.et. al (45) y Ishihata H. et. al (46)destacan el glutaraldehido como un agente de entrecruzamiento muy eficaz, cuyo efecto negativo es la citotoxicidad para la pulpa dental y el potencial cancerígeno (44). El glutaraldheido en solución acuosa de 5% y 35% de 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) ha sido utilizado en el manejo de la hipersensibilidad dentinaria (45), mostrando la coagulación de las proteínas plasmáticas y, por lo tanto, el bloqueo tubular después de la aplicación tópica en dentina hipersensible.

Los autores describen nuevos agentes de entrecruzamientos menos tóxicos con el tejido, las llamadas proantocianidinas y las carbodiimidas (47). Las proantocianidinas (PA) son compuestos vegetales flavoniodes antioxidantes que se encuentran en una amplia variedad de frutas, verduras, flores, nueces, semillas y cortezas. Su gran ventaja es que promueven la salud de los tejidos y se ha demostrado que aumentan la fuerza de unión entre la resina y la dentina (48).La desventaja que presentan es que su tiempo de acción está entre 10 y 30 min y por tanto, no serían relevantes a nivel clínico. Hasta el momento, se está probando la acción de estas sustancias en función del tiempo, logrando intervalos más cortos con el uso de la carbodiimina. Las proantocianidinas pueden extraerse de la semilla de la uva. Este extracto puede promover la formación de hueso en los cóndilos mandibulares de las ratas, aumenta la rigidez de la dentina desmineralizada, inhibe la progresión de la caries en raíces artificiales e inhibe la producción de metaloproteinasas (49). Sus efectos son similares a los extractos de arándano y de la corteza del árbol del olmo. Las investigaciones con las proantocianidinas son muy recientes pero se ha logrado una inhibición de la degradación del colágeno en la interfase adhesiva, y una mejora en la resistencia a la tracción y la rigidez.

Recientes estudios reportan un tratamiento previo en dentina desmineralizada con proantocianidinas durante 1 hora antes de aplicar el protocolo adhesivo con excelentes resultados, incluso en dentina afectada por caries (50). Debido a los tiempos tan prolongados para su uso, se ha propuesto manejar las proantocianidinas directamente en los sistemas adhesivos, donde han mostrado buenos resultados en la disminución de la nanofiltración sin afectar la fuerza de adhesión (51),(52). De esta manera se plantea un concepto nuevo para las investigaciones: la biomodificación de la dentina que busca mejorar las propiedades biomecánicas y bioquímicas de la matriz orgánica a través de enlaces covalentes y no covalentes dentro del colágeno, capaces de formar enlaces cruzados intra e intermoleculares gracias a la hidroxilación de la lisina y al índice de rotación molecular, que brindaran finalmente mayor estabilidad al colágeno (47).

Tezvergil M et. al (53), Kima Y et. al (54), destacaron el uso del ácido polivinilfosfórico (PVPA), una sustancia con actividad anticolagenolítica que se une electrostáticamente al colágeno de la dentina y puede ser atrapado en matrices por agentes de enlace cruzado a través de la 1-etil-3-(3-dimetilaminopropil) carbodiimida y en un tiempo de 1 -5 minutos, lo cual minimiza la pérdida del colágeno por competencia iónica. El PVPA también se ha utilizado en modelos de mineralización biomimética, de manera que unido a las fibras de colágeno, puede guiar la distribución de los cristales de apatita gracias a que imita las cargas negativas de las fosfoproteínas como la sialoproteína ósea y la fosfoporina.

Recientemente se presenta la riboflavina como un agente de entrecruzamiento de colágeno tipo I capaz de aumentar la estabilidad de las fibras colágenas e incrementar las propiedades mecánicas, además de disminuir la degradación enzimática, proporcionando mayor eficiencia a la dentina desmineralizada (55). La rivoflavina ha demostrado el aumento en la resistencia biomecánica de la córnea humana en el tratamiento del queratocono, es por esto que se evidencia la acción de la rivoflamina como agente de entrecruzamiento en la dentina humana desmineralizada. La rivoflavina produce radicales libres al ser fotoactivada con longitudes de onda de 270,366 y 445 nm (56), de manera que se liberan especies reactivas de oxígeno y la luz es absorbida formando enlaces cruzados covalentes entre moléculas adyacentes de colágeno. De esta forma, el efecto de la activación por rayos UVA (Radiación ultravioleta de onda larga) de la riboflavina, aumenta la resistencia de la unión inmediata a la dentina, estabilizando la interfase adhesiva, e inhibiendo las metaloproteinasas (49). De esta manera, las investigaciones actuales buscan unir los monómeros constituyentes de las resinas adhesivas con sustancias capaces de formar enlaces cruzados anti-metaloproteinasas que se unan directamente con el colágeno de la dentina y formen una capa híbrida con mayor potencial de duración (52).

Otro aspecto importante que se ha considerado en los estudios de adhesión realizados actualmente, hace referencia a incluir elementos en las resinas que favorezcan la inhibición del crecimiento bacteriano, como la incorporación de partículas de plata (Ag) que pueden inhibir el crecimiento del S. mutans (57). Del mismo modo, buscando la remineralización de los tejidos afectados por el ácido producido por las bacterias, se ha propuesto incorporar partículas de calcio y fosfato (Ca, P) de 100nm, mediante técnica de secado y pulverización (spray-drying) en las resinas, que puedan ser liberadas para remineralizar esmalte y dentina e incluso mejorar las propiedades mecánicas. Igualmente, se han propuesto unir partículas de fosfato de calcio amorfo, junto a los sistemas adhesivos, con la esperanza de mejorar la unión del adhesivo a la estructura dental, ya que pueden infiltrarse a través de los túbulos dentinarios, mejorar propiedades mecánicas e inhibir bacterias residuales y la microfiltración bacteriana a través de la interfase diente restauración.

Dentro de las estrategias planteadas para evitar la degradación de la capa híbrida, el uso de los inhibidores de las metaloproteinasas no tiene en cuenta la sustitución de la fase mineral en las fibras colágenas no impregnadas por adhesivo, ni la protección del colágeno a través de una posible fosilización de dichas metaloproteinasas (58). Por tanto, el uso de materiales bioactivos a base de silicatos y calcio pueden aumentar la longevidad de la capa híbrida posicionando iones dentro y debajo de la interfase adhesiva, ya que la liberación lenta de iones en forma de microrelleno bioactivo dentro de los sistemas adhesivos permite la interacción biológica con la dentina.

Del mismo modo, Niu L et al (59), describen que se han planteado diferentes estrategias para la remineralización de la dentina cariada y la dentina no cubierta por los sistemas adhesivos, con el uso del fluoruro, el fosfato de calcio amorfo y vidrios bioactivos. Sin embargo, este tipo de remineralización se basa en la incorporación epitaxial de iones de fosfato y calcio, es decir, que los iones se acomodan de manera ordenada sobre la estructura base, de manera que es imposible remineralizar completamente las interfases adhesivas, ya que la remineralización ideal se logra usando los esquemas de biomineralización usados por la naturaleza en la formación de biomateriales como la concha de nácar (carbonato de calcio), escamas, huesos etc. Por tanto, la

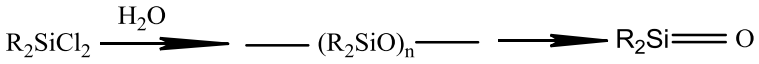
remineralización debe ser de tipo intrafibrilar, mejorando así la protección del colágeno de la acción de enzimas y ácidos y por ende, aumentado las propiedades mecánicas de las interfases adhesivas.

En odontología, numerosas aplicaciones dependen de la unión entre una superficie orgánica y una superficie inorgánica cuya interacción es muy débil por la diferencia en la naturaleza de sus enlaces químicos, por tanto se propone el uso de agentes de acoplamiento como los silanos, que son muy eficaces en la promoción de la adherencia (60), como pretratamientos dentinales en la interfase adhesiva.

1.11 Silicio

El silicio es un elemento químico metaloide que tiene la posibilidad de disolverse en un medio acuoso alcalino para formar ortosilicatos y también puede generar hidrógeno a partir de ácido fluorhídrico, indicando de ese modo un comportamiento anfótero, es decir, que puede reaccionar ya sea como un ácido o como una base (61) . La sustitución del silicio es mucho más fácil que con el carbono, por tanto el ataque de los nucleófilos orgánicos hace de los clorosilanos excelentes intermedios sintéticos gracias a la alta tasa de sustitución nucleófila bimolecular formando enlaces Si-F, Si-O, Si-C y Si-H. Estas reacciones se forman especialmente por hidrólisis y se destaca la fuerza de adhesión del silicio con los elementos electronegativos.

El enlace Si-F es uno de los más fuertes, seguido por el Si-Cl y el Si-O; de esta manera se desarrolló la industria de las siliconas una vez se habían preparado los metilclorosilanos. Kipping intento aislar "silicona", pero fracasó porque el enlace silicio-oxígeno es muy fuerte, esto se puede evidenciar al hidrolizar el diclorosilano, donde se obtiene la formación de un monómero con doble enlace silicio-oxígeno.



El silicio es más electropositivo que el carbono y las energías de enlace de silicio-carbono y carbono-carbono son similares, pero los organosilanos son térmicamente más estables. Esto se aplica particularmente a metil y fenil silanos (62). Los silanos Ph4Si, Ph3SiCl, Ph2SiCl2 a temperaturas mayores de 300°C pueden ser destilados a presión atmosférica, siendo el carburo de silicio un mejor refractario que el grafito o el diamante.

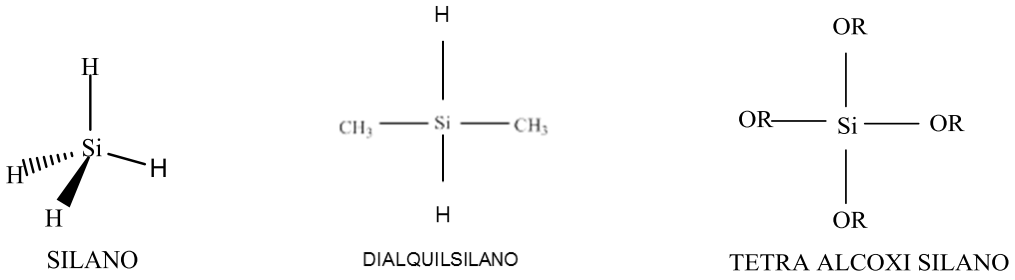
La mayor parte de los compuestos orgánicos de silicio se derivan de cloruros orgánicos de silicio, lo que implica la reacción del cloruro de metilo con una aleación de silicio-cobre, produciendo unos de los principales productos: el dimetildiclorosilano y otros como el cloruro de trimetilsililo y metiltriclorosilano.

1.12 Silanos

El sílice y los silicatos constituyen uno de los principales componentes de la corteza terrestre, su nombre proviene de la palabra latina sílex, silicis (63). En 1771, Scheele obtuvo el tetrafluoruro de silicio en forma de gas a partir de sílice usando fluoruro de hidrógeno, posteriormente el elemento se aisló 40 años más tarde en forma de polvo cuando Gay-Lussac y Thenard redujeron el tetrafluoruro de potasio. Seguidamente, Berzelius en 1823 preparó potasio hexa-fluorosilicato y tetracloruro de silicio, Ebelmen en 1846 preparó acetato de ortosilicato, en 1857 Wohler obtuvo los hidruros volátiles de silano SiH4.

Los silanos o hidruros de silicio son compuestos químicos derivados del silicio, que consisten en una cadena de átomos de silicio unidos covalentemente a átomos de hidrógeno, su fórmula general es SinH2n+2, y pueden ser de tipo funcionales con grupos reactivos hidrolizables capaces de reaccionar con los grupos hidroxilo del sustrato inorgánico y con los grupos funcionales orgánicos de las resinas. También pueden ser silanos no funcionales que solo contienen un grupo alcoxilo (OR) (59). También existen los silanos llamados bifuncionales o de enlace cruzado, los cuales tienen dos átomos de silicio, cada uno con tres grupos alcoxilo hidrolizables; inicialmente, se empezó a hablar de los silanos bifuncionales, en las industrias del acero y del neumático.

Figura 2-7: Compuestos derivados del silicio

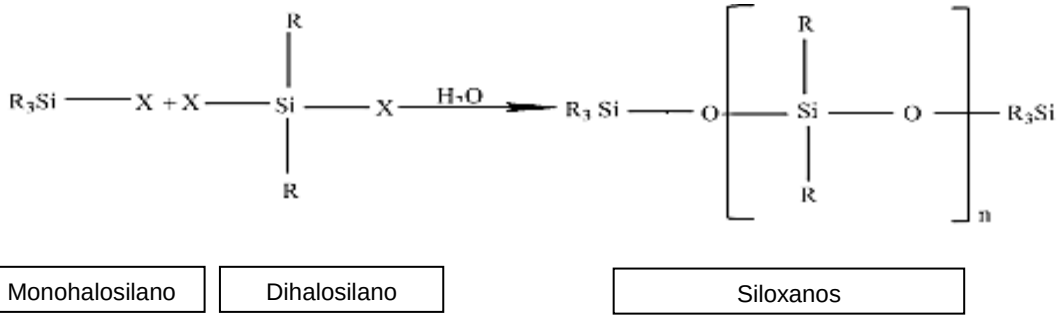


Fuente: Armitage D.A. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds.

Del mismo modo, se ha evidenciado que la unión de un silano funcional y otro bifuncional mejora la estabilidad hidrolítica ya que conecta las cadenas de silano más ampliamente mediante la formación de una red rígida de siloxano que necesita de alta energía para romper sus enlaces y es resistente a la entrada del agua (59).

En odontología los silanos se utilizan como agentes de acoplamiento en la reparación con resina compuesta de las restauraciones de cerámica a base de sílice, como el dicilicato de litio, el feldespato y la leucita, esta reparación se basa en la formación de enlaces de Si-O-Si por medio de una reacción de condensación (64). Por el contrario, estos silanos no son tan efectivos en cerámicas de zirconio y alúmina en donde los agentes de acondicionamiento de superficie que contienen monómeros de fosfato como el 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP) tienen mejor comportamiento.

Figura 2-8: Ejemplo de una reacción de condensación, donde un monohalosilano más un dihalosilano en presencia de agua forma cadenas de siloxanos

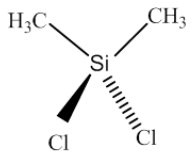


Igualmente, estos silanos se usan en compuestos reforzados de fibra de vidrio silanizadas, incrustadas en resinas acrílicas para reforzar las prótesis y como agentes de acoplamiento para aumentar la unión entre el relleno inorgánico de sílice, silicatos de litio, aluminio y boro y los monómeros de la fase orgánica de las resinas compuestas que aumentan las propiedades mecánicas de dichos materiales y disminuyen la contracción de polimerización (59). Sin embargo, dichos silanos no son eficaces en la unión con sustratos metálicos, a menos que el metal sea arenado previamente con sílice de aluminio. En restauraciones tipo incrustaciones de cerámica, cementadas previa silanización con cementos de resina, puede aumentar la fuerza de adhesión y cizallamiento (59). Sin embargo, hay muy pocos estudios del efecto de los silanos en la resistencia de unión entre dentina y materiales de restauración.

El dimetildiclorosilano hace parte de un gran grupo de compuestos orgánicos llamados organosilanos, constituidos por enlaces covalentes entre átomos de carbono y de silicio. Precursor del polidimetilsiloxano, dimetilsilicona y polisilanos compuestos (65). Un líquido incoloro capaz de reaccionar con el agua y formar cadenas lineales o cíclicas de Si-O, es usado en la industria en la fabricación de productos intermedios de siliconas.

Su peso molecular es de 129.1kg/kgmol y su densidad 1.070kg/m3, se obtiene por reacción del cloruro de metilo con una mezcla de silicio y un catalizador que comprende el cobre o un compuesto de cobre.

Figura 2-9: Estructura química del dimetildiclorosilano



DIMETILDICLOROSILANO

Fuente: Armitage D.A. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds

Los llamados clorosilanos son materiales a partir de los cuales se preparan la mayoría de estos compuestos orgánicos de silicio, antes de la fabricación de los metilclorosilanos en la década de 1940 mediante el proceso de Rochow (método de síntesis directa para la producción industrial de clorometilsilanos (MenClmSi4-m-n)), el tetracloruro de silicio era el material de partida principal (61).

En 1904, todos los etil fenil clorosilanos fueron preparados a partir de tetracloruro de silicio y el reactivo de Grignard (compuesto orgánico hecho por reacción de un organohaluro con magnesio) Sin embargo, la reactividad del cloruro disminuye con la sustitución progresiva, por lo que el cloruro no puede ser producido normalmente como el único producto de la reacción, de esta forma el dietildiclorosilano representa sólo un 12% de los clorosilanos producidos, el difenildiclorosilano y el butiltriclorosilano son los principales productos de la reacción (61).

Dentro de estos clorosilanos, los fenilclorosilanos son los más importantes precursores de los polímeros de silicona. Sin embargo, su producción se ve afectada por la ausencia de inhibidores como el zinc o estaño presentes para evitar subproductos. De esta forma, el cloruro de hidrógeno aumenta el rendimiento de estos fenilclorosilanos, suprimiendo la formación de carbono, mientras que el hidrógeno inhibe reacciones secundarias que conducen a los bifenil clorinatos (66). El Triclorosilano, otro subproducto del proceso de Rochow, se convierte fácilmente en triorganosilanes utilizando el reactivo de Grignard. Por tanto, los silanos pueden ser polihalogenados usando haluros de hidrógeno, mientras que los triorganohalosilanos son el resultados de reacciones con haluros de alquilo o acilo. Los Fluorsilanos se pueden preparar a temperatura ambiente usando un catalizador de paladio-carbono o por calentamiento del hidruro con trifluoruro de antimonio.

Los clorosilanos son entonces, los precursores sintéticos de todos los compuestos orgánicos de silicio. Por esto, los nucleófilos capaces de reaccionar cediendo un par de electrones y formar enlaces covalentes, pueden atacar el enlace silicio-cloro en presencia de una amina terciaria que elimina finalmente el cloruro de hidrógeno formado en la reacción. La reactividad de los compuestos de silicio se ve influenciada tanto por factores estéricos como por factores electrónicos. De esta manera, la tasa de hidrólisis y alcohólisis disminuye con el número de átomos de cloro unidos al silicio y con la voluminosidad del alcohol (61),(67). La Sustitución de metilo por etilo en una manera escalonada estabiliza la velocidad de hidrólisis base de sililfenilacetilenos de seis a siete veces con cada remplazo sucesivo. Igualmente, los cloruros y los haluros pesados reaccionan demasiado rápido, es por esto que lo poco que se ha trabajado en haluros y se ha concentrado en los fluoruros ya que son mejores precursores de alquil silanos que los cloruros.

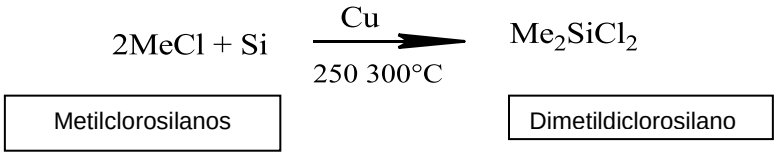
1.13 Siloxanos

En 1863 se preparó el primer compuesto orgánico de silicio llamado tetraetilsilano, por Friedel (Francia) y Crafts (EE.UU), por reacción de tetraclorosilano con dietilzinc. Posteriormente se empezaron a sintetizar derivados orgánicos de silicio impulsados por Kipping en Nottingham y Dilthey en Zurich en 1900 (60). Dentro de estos compuestos, Dilthey hizo reaccionar el tetracloruro de silicio con bromuro de fenilmagnesio y los

cloruros obtenidos de este modo fueron hidrolizados a los silanoles y siloxanos. A partir de este momento se empezaron a sinterizar compuestos que carecían de enlaces carbono-carbono, pero con un esqueleto de silicio-oxígeno preparados por hidrólisis al mezclar metiltriclorosilano y dimetildiclorosilano.

En general, los autores empezaron a obtener polímeros con una elevada estabilidad térmica que después se llamaron siliconas, nombre sugerido por Wöhler en 1857 y ampliamente utilizado por Kipping (60). Los metilclorosilanos cuyo fraccionamiento proporciona todos los productos intermedios necesarios para la industria de las siliconas, se preparan por el proceso desarrollado originalmente en 1945 por Rochow y Patnode usando la reacción de cloruro de metilo con silicio en presencia de un catalizador de cobre a 300-400°C.

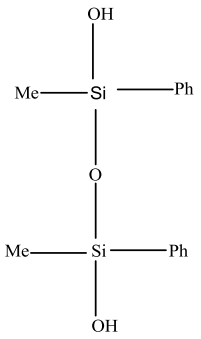
Los metilclorosilanos son producidos ahora en gran escala mediante el proceso de Rochow, es decir, a partir de grupos alquilo o arilo en presencia de un catalizador de cobre. La producción del dimetildiclorosilano se presenta en un 70 y 90% del total quedando algunos subproductos como hidrosilanos ($MeHSiCl_2$, Me_2SiHCl y $HSiCl_3$), metilclorodisilanos y bis (metilclorosilil), así como una variedad de cloroalcanos (61). Los subproductos pueden aumentarse cambiando el catalizador y las condiciones de reacción.



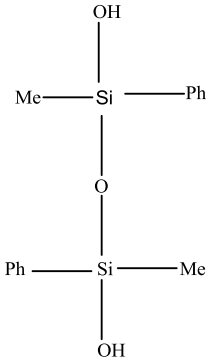
Dentro de los sistemas que se pueden unir con el silicio, el enlace oxígeno-silicio es más fuerte después del enlace logrado con el flúor. Por lo tanto, todos los compuestos pueden ser oxidados o hidrolizados para obtener derivados de la unión silicio-oxígeno (61). La hidrólisis de los clorosilanos conduce a la formación de los silanoles, compuestos que contienen el grupo Si-OH y de los siloxanos, que poseen el enlace Si-O-Si. Estos compuestos de silicio-oxígeno pueden ser siloxanos lineales y cíclicos, en los cuales es posible romper el enlace, ya sea por hidrólisis o desde el ataque de grupos nucleófilos.
Los silanoles son los análogos de los alcanos, formados por una cadena de átomos de silicio unidos covalentemente a átomos de hidrógeno (68). Estos silanoles fácilmente condensan a disiloxanos en alto o bajo pH, pero se pueden preparar en condiciones neutras cuidadosamente, por ejemplo el Trimetilsilanol (punto de ebullición 98°C) se puede obtener por hidrólisis del clorosilano en una base acuosa débil. Del mismo modo, los siloxanos son el principal producto de la hidrólisis de la mayoría de los compuestos de sililo sustituidos funcionalmente con un grupo polar Si-X en el que X es el más electronegativo.

Dentro de los silanos lineales encontramos el hexametildisiloxano $(Me_3Si)_2O$ (punto de ebullición 99°C), el cual posee un amplio ángulo de unión entre el Si-O-Si (149°) y a temperatura ambiente muestra una considerable flexión o movimiento. Estos ángulos se forman entre los pares de electrones solitarios del oxígeno y los orbitales vacíos del silicio.

Igualmente, los ciclosiloxanos son usualmente producidos por hidrólisis de los silanos disfuncionales, en donde las proporciones relativas de los oligómeros resultantes dependerán de los sustituyentes y las condiciones empleadas para su formación. Se polimerizan por calentamiento en presencia de un catalizador, proceso puede ser reversible a altas temperaturas (69)(70). Por ejemplo hidrolizando el metilfenildiclorosilano tenemos dos ciclotrisiloxanos y cuatro ciclotetrasiloxanos ya sea de la forma meso, donde los elementos se distribuyen de manera simétrica, o mezcla racémica donde uno de los elementos gira el plano de polarización de la luz en el mismo ángulo pero en sentido contrario.



HIDROXIDISILOXANO
MESO

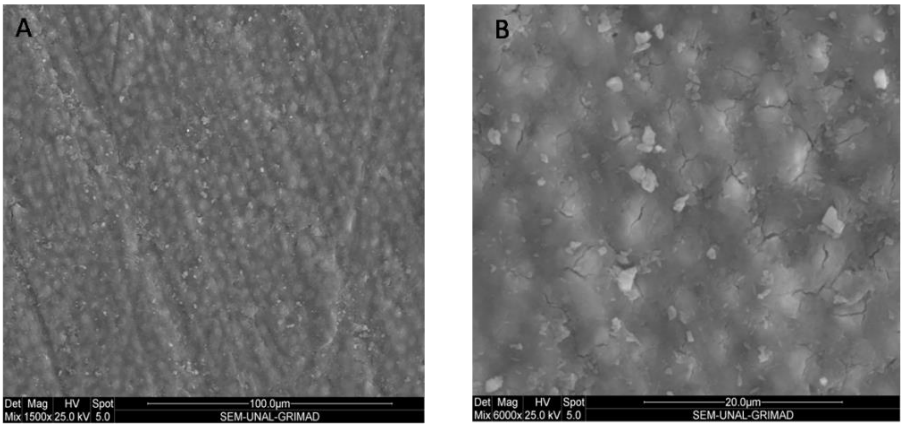


HIDROXIDISILOXANO
MEZCLA RACÉMICA

2.2 Caracterización morfológica de la dentina por microscopia electrónica de barrido (MEB)

Como parte de las observaciones preliminares del tejido dentinal, fue indispensable conocer y caracterizar los efectos que sufren los tejidos después de realizar el protocolo de adhesión convencional.

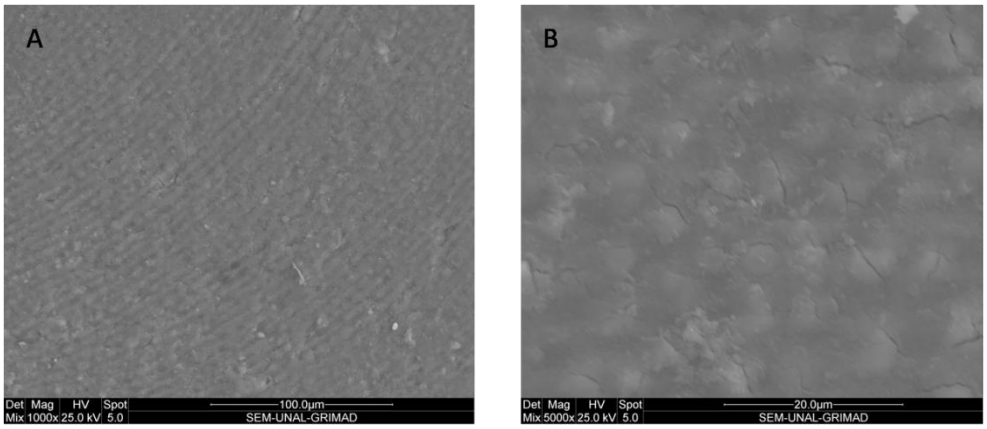
Figura 5-1: de la instrumentación mecánica y la consecuente formación de barrillo dentinario (smerlayers) usando secuencialmente lijas de grano 220,400 y 600



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Estas microfotografías muestran a menor aumento(A), las líneas en la superficie que describen la dirección de la lija en el momento de la instrumentación. A mayor aumento (B) se observan los túbulos obliterados por el barrillo dentinario y algunas grietas sobre la entrada de los túbulos dentinarios.

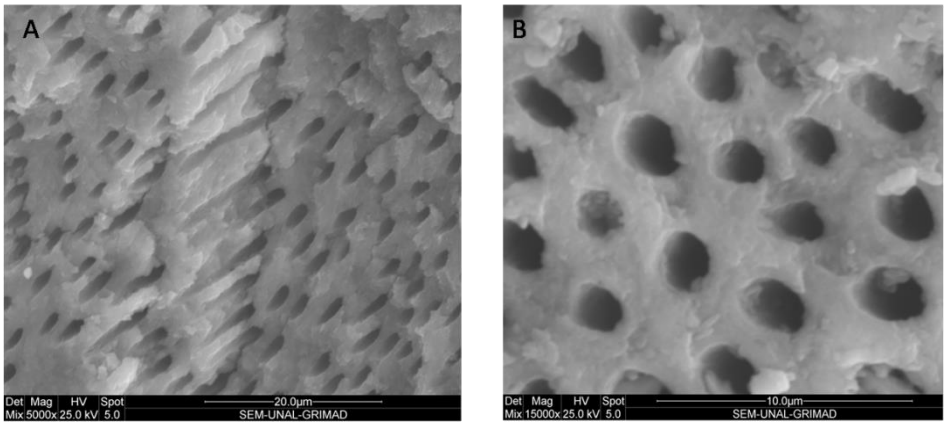
Figura 5-2: Efecto de la instrumentación mecánica y la consecuente formación de barrillo dentinario (smerlayers) usando fresa0.14 grano medio, aro azul



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Estas microfotografías muestran a menor aumento(A), la disposición más unidireccional de las líneas que describen el camino de la fresa sobre la superficie, (B) a menor aumento la obliteración de los túbulos y algunas fisuras en la entrada de dichos túbulos.

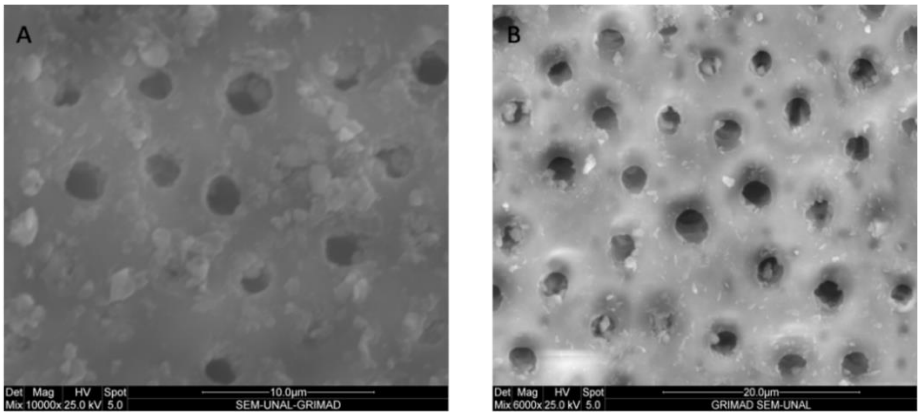
Figura 5-3: Túbulos sin smearlayers con fractura manual



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Estas microfotografías muestran a menor aumento, los túbulos sin presencia de smear layer, corte vertical (A) y a mayor aumento la disposición de los túbulos en dentina profunda, túbulos de mayor tamaño, sin smear layer (B).

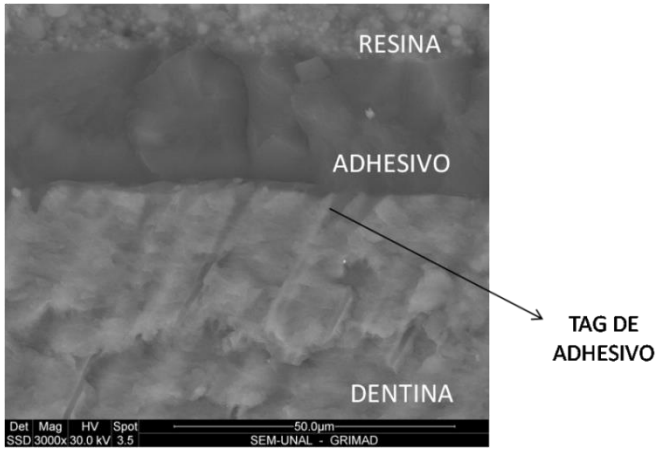
Figura 5-4: Efecto del ácido fosfórico en la superficie dentinal



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas en el laboratorio

Estas microfotografías muestran la obliteración de algunos túbulos con smear layer después de acondicionar la superficie con ácido fosfórico al 37% durante 5 segundos (A), Túbulos dentinales con mayor desmineralización en la entrada de los túbulos dentinales, después de acondicionar la superficie con ácido fosfórico al 37% durante 10 segundos (B).

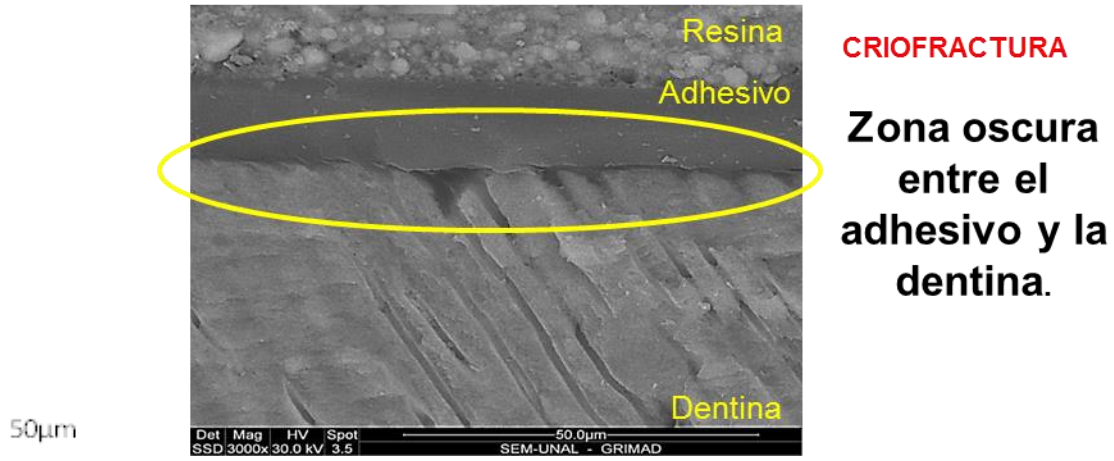
Figura 5-5: Caracterización morfológica de la dentina en adhesión convencional por técnica de criofractura



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta microfotografía muestra a través de microscopia electrónica de barrido, la adhesión convencional en dentina, donde el adhesivo copia los patrones de conicidad de los túbulos dentinales expuestos, después del grabado ácido formando los tag de adhesivo de manera que se evidencia una unión homogénea y sólida (A).

Figura 5-6: Caracterización morfológica de la dentina en adhesión convencional con pretratamiento de derivados de silicio por técnica de criofractura

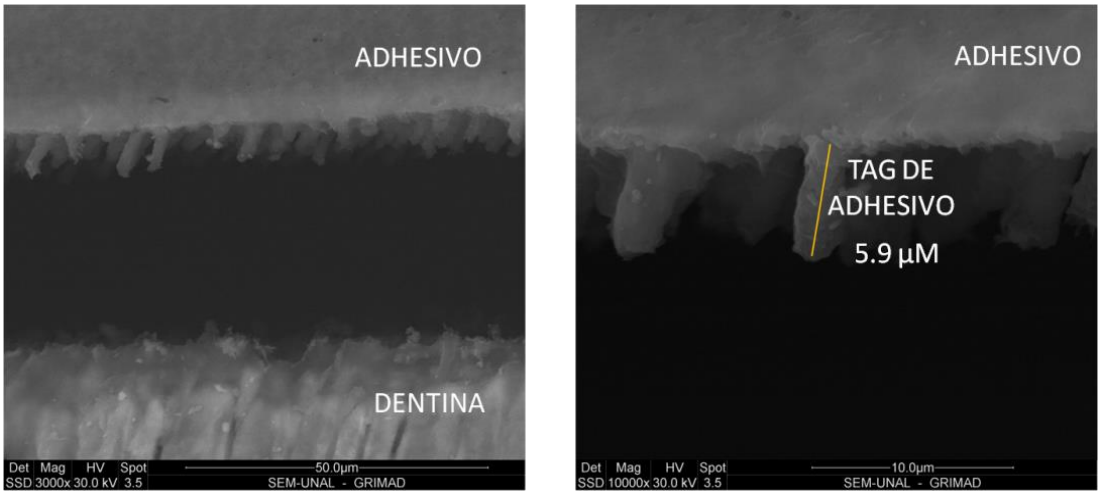


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta microfotografía muestra a través de microscopia electrónica de barrido, la adhesión convencional en dentina con pretratamiento de dimetildiclorosilano al 10%, donde se encuentra la formación de una interfase entre el adhesivo y la dentina con imagen radiolúcida de densidad diferente que limita la formación de los tag de adhesivo dentro de los túbulos dentinales (A).

En uno de los ensayos realizados con una solución de dimetildiclorosilano en ausencia de carbonato de calcio, se observó con microscopia electrónica de barrido (MEB), el desprendimiento de la capa de adhesivo con la copia negativa de los túbulos dentinales, lo cual se atribuye a la acción del ácido clorhídrico residual en la interfase como se evidencia a continuación.

Figura 5-7: Desprendimiento de la Interfase adhesiva por presencia de ácido clorhídrico residual



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

3. Materiales y Métodos

1.14 Recolección y manejo de la muestra

Se utilizaron molares y premolares sanos con extracción indicada por ortodoncia de pacientes entre 15 y 35 años. Dientes libres de caries, fracturas y restauraciones en resina o amalgamas previas, con formación radicular completa y sin tratamientos endodónticos o protésicos.

La recolección de los dientes se realizó siguiendo el protocolo establecido en la NTC 4882 ISO – 3696, en donde se especifican los métodos de ensayo para la evaluación de la unión adhesiva entre los materiales odontológicos y la estructura dental. En la recolección de los dientes se utilizaron frascos de selle hermético con una solución de cloramina-T al 0.5%, los cuales fueron repartidos junto con las fotocopias de la cartilla informativa para pacientes y el formato de consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la facultad de Odontología de la universidad nacional, en Unisalud EPS, Clínica Odontología de Marlon Becerra sede Chicó y sede Salitre y consultorios odontológicos particulares ubicados en la ciudad de Bogotá.

Al recoger los frascos, cada muestra fue limpiada para eliminar los tejidos remanentes de sangre o ligamento periodontal con una cureta periodontal de tipo universal y agua destilada. Cada frasco se marcó de acuerdo a la fecha de extracción de la muestra para controlar el tiempo de manejo entre 1 y 6 meses según la norma. Cada muestra se mantuvo 8 días en cloramina-T 0.5% y posteriormente se pasaron a agua destilada que era renovada cada 10 días y se almacenaron en refrigerador a 4 grados centígrados.

1.15 Preparación del reactivo y materiales a utilizar

Se tomaron 3 frascos de vidrio, se lavaron y se secaron en un horno de calor seco durante 15 minutos, se dejaron enfriar y con ayuda de jeringas de insulina se prepararon dos soluciones. Una solución donde se midió la cantidad en volumen correspondiente de dimetildiclorosilano y etanol para obtener una solución total de 2 mL, en los cuales la dilución del dimetildiclorosilano correspondiera al 5% y al 10% junto con 0.20 g de carbonato de calcio previamente pesado (Tabla 3-1, Figura 3-1). La tercera solución fue preparada únicamente con 2 mL de etanol y 0.20 g de carbonato de calcio para ser utilizada como blanco de referencia para dimetildiclorosilano.

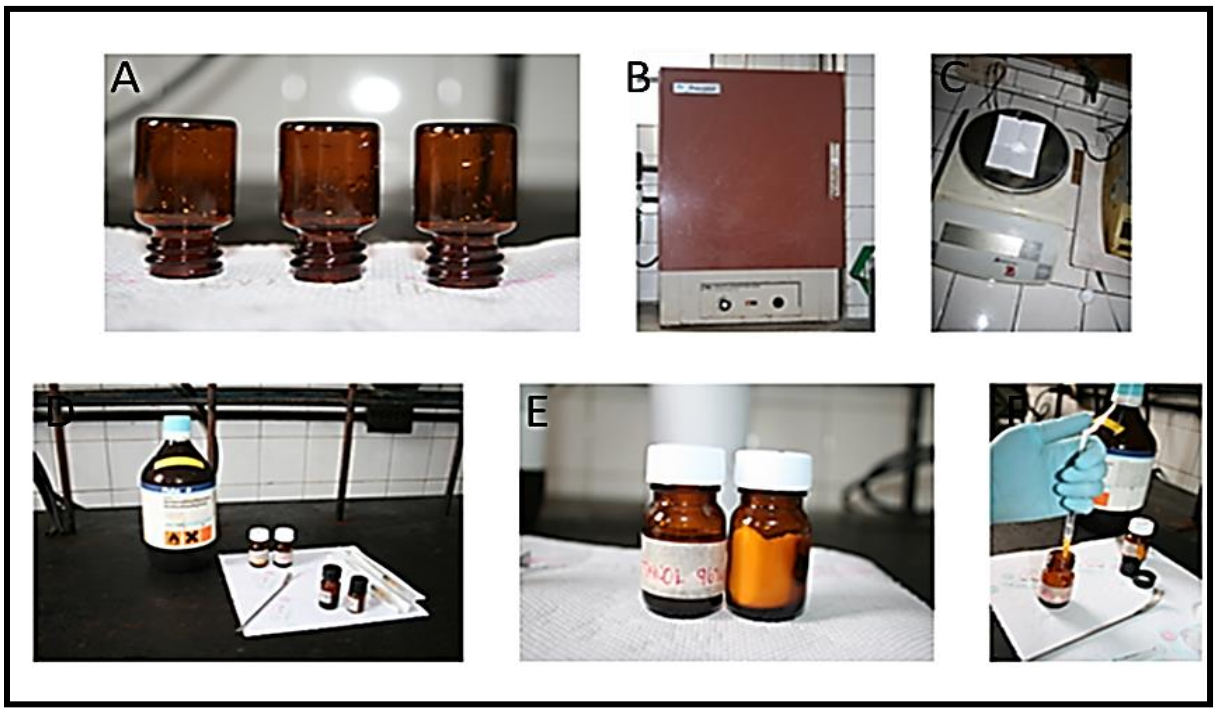
Tabla 3-1: Porcentajes de reactivos para la mezcla, materiales y equipos a utilizar

Total Reactivos solución 2mL	**CARBONATO DE CALCIO**	**DIMETILDICLOROSILANO AL 5%**	**DIMETILDICLOROSILANO AL 10%**
	2 mL etanol l + 0.20 g Ca CO3	$(CH_3)^2SiCl_2$ 0.1mL + etanol 1.9mL + 0.20 g Ca CO_3	$(CH_3)^2SiCl_2$ 0.2 mL + etanol 1.8mL + 0.20 g Ca CO_3

MATERIALES Y EQUIPOS	**MARCA**	**NUMERO DE LOTE Y REFERENCIAS**
Acido fosfórico 37%	3M ESPE 5ml gel	Lot ON27
Adhesivo	Adper Single Bond 2 3M ESPE	Lot N355271
Resina	Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE	Lot N376116,N299317,N354634
Lampara	Bluephase C8	Ivoclar Vivadent
Punta de diamante cilíndrica	Jota	Referencia 837L.314.012
Pieza de alta	Kavo	Turbina extra torque 605c spray triple.
Silicona	Zetaplus zhermarck	Lot 142964
discos	Sof-lex	3M ESPE
Acrílico transparente de autopolimerización	New Stetic	AP541112 MA030712

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Figura 3-1: Preparación de la solución del reactivo dimetildiclorosilano. (A) Frascos de vidrio para almacenar la solución, (B) Horno de calor seco para secar los frascos de vidrio, (C) Medida del carbonato de calcio, (D) y (E) reactivos para la mezcla, dimetildiclorosilano, carbonato de calcio y etanol, (F) Medición de los reactivos.

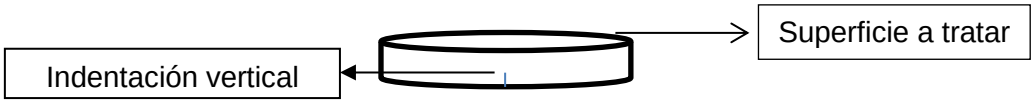


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

1.16 Evaluación de la capacidad de cubrimiento de los derivados de silicio en el tejido dentinal

Se utilizaron 10 molares y 6 premolares sanos, cada diente fue embebido en un cubo de acrílico de 1 cm de arista hecho con silicona pesada, cuidando de dejar 3 mm por debajo de la línea amelocementaria dental, cada cubo fue pulido con lija de agua y pimpollos. Seguidamente las muestras se posicionaron en el isomet, donde se realizó el primer corte de 2 mm de tipo horizontal para eliminar el esmalte oclusal, el segundo corte fue una indentación, colocando el diente verticalmente de 1mm en el centro del diente y el tercer corte fue horizontal dejando 1 mm a partir de la indentación anterior para de esta forma poder lograr una fractura manual más fácilmente (figura 3-2).

Figura 3-2: Corte de disco de dentina utilizando el isomet



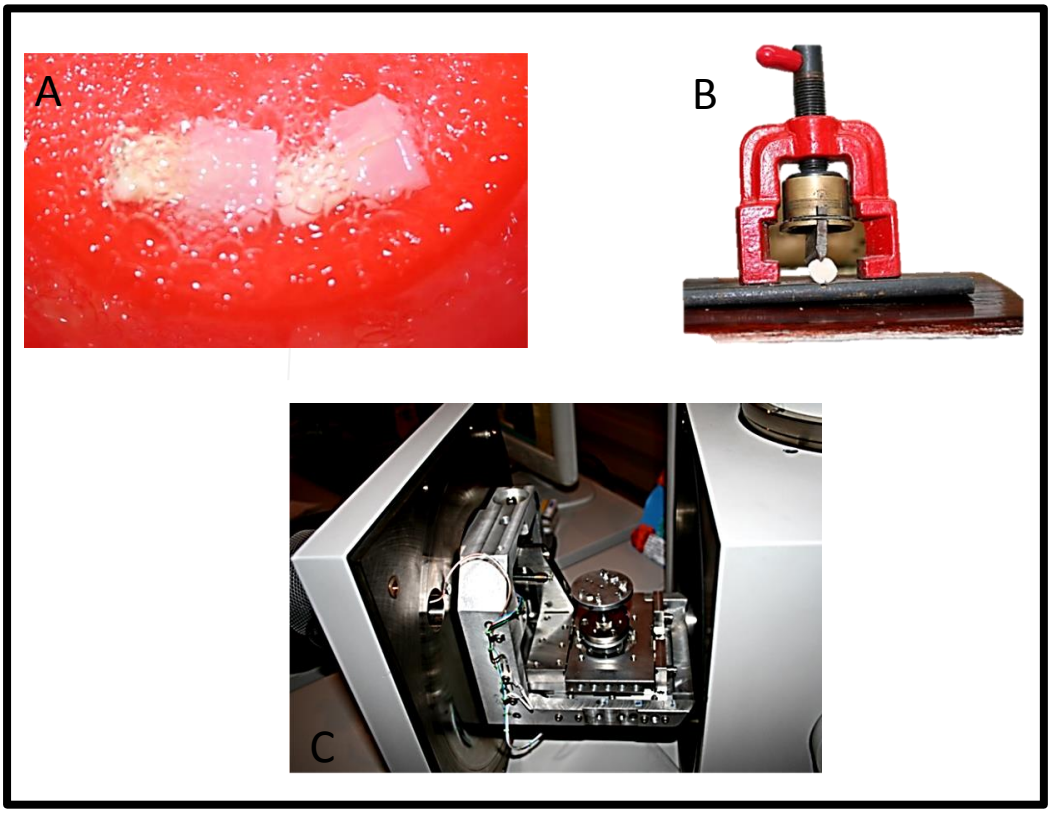
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

En 8 de los discos se realizó el protocolo de adhesión convencional sobre la superficie a tratar, aplicando ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE, jeringa por 5 mL gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos y secado con papel secante. Se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, la segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos. La polimerización se realizó con una lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos capas de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 2 mm cada una polimerizada por 20 segundos desde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación mesial y 20 segundos con inclinación distal de la lámpara .

Seguidamente, en los otros 8 discos sobrantes se realizó el pretratamiento dentinal con dimetildiclorosilano 10 % así: se aplicó ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 mL gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, dimetildiclorosilano 10 % frotando en la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos. Se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, la segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos, La polimerización se realizó con una lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos capas de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 2mm cada una polimerizada por 20 segundos desde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación mesial y 20 segundos con inclinación distal de la lámpara.

Una vez obtenida la obturación completa, se tomó una hoja de bisturí # 15 y un porta agujas para producir una fractura manual con ayuda de la indentación del disco dejada previamente. Del mismo modo, en 5 de los molares preparados se realizó la fractura con una prensa manual, guiados por una indentación realizada previamente con una fresa cilíndrica en la corona, previo al congelamiento de las muestras durante 5 minutos en nitrógeno líquido (figura 3-3(A)).Posteriormente, las muestras fueron almacenadas secas en bolsas de selle hermético, llevadas para metalización, observación y caracterización de la interfase adhesiva usando microscopía electrónica de barrido (SEM) (figura3-3(B)).

Figura 3-3: (A) y (B) Proceso de congelamiento y fractura de las muestras, (C) Posicionamiento de las muestras en el microscopio electrónico de barrido (SEM).



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

1.17 Identificación de la fuerza de adhesión generada por los derivados de silicio en la interfase adhesiva

Para evaluar la capacidad de adhesión sobre dentina, se realizó una prueba de fuerza de cizallamiento por medio de un protocolo establecido en la NTC 4882, ISO / TR 11405, 1994, en donde se especifica los métodos de ensayo para la evaluación de la unión adhesiva entre los materiales odontológicos y la estructura dental.

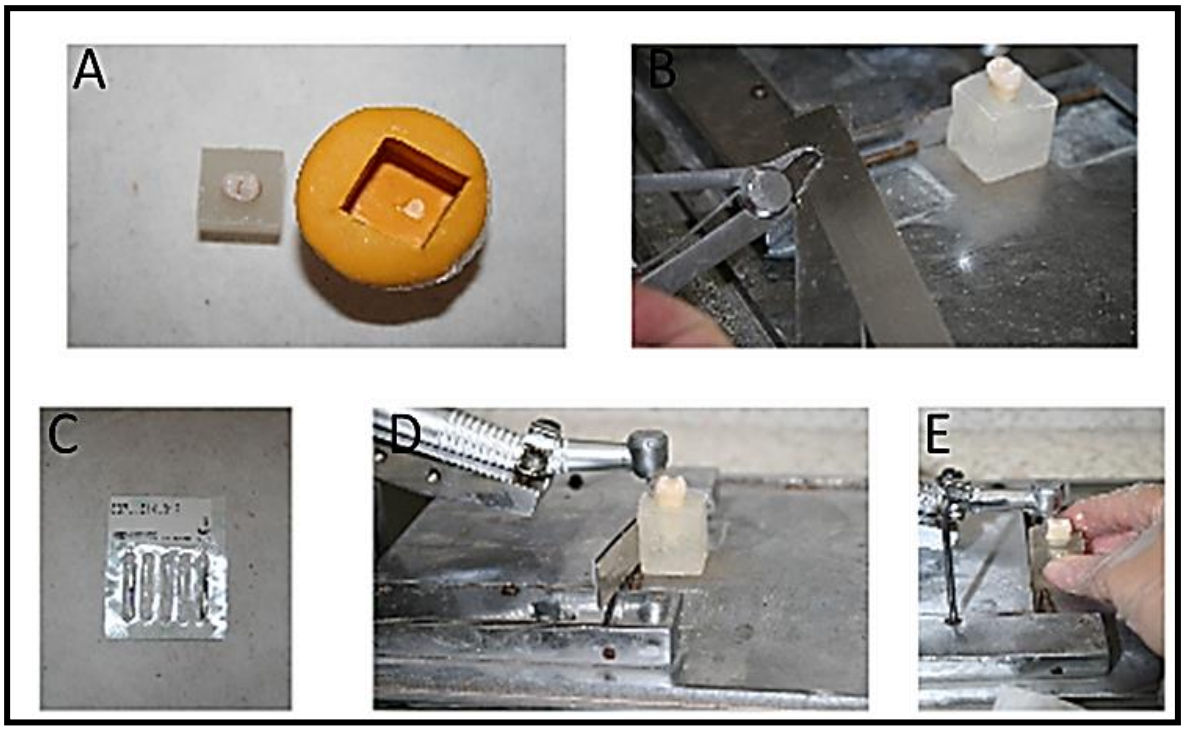
Se tomaron 60 dientes premolares superiores que fueron repartidos al azar en cuatro grupos cada uno de 15 dientes, evaluados como el mínimo número de muestras requerido por grupo para que las muestras fueran estadísticamente significativas.

Se colocaron en cubos de acrílico de acrílico de 2 x 2 cm cuidando de dejar el acrílico 3 mm debajo de la línea amelocementaria. Posteriormente, estas muestras fueron llevadas a un estandarizador de cavidades, donde se realizó un desgaste vestibular vertical de 2 mm cada una según indica la norma, para no dejar restos adamantinos en la superficie a

adherir. Este desgaste se realizó guiados por 4 láminas de metal (dentímetros) calibradas en 0,5 mm cada una, las cuales se retiraban a medida que se realizaba el desgaste sobre el diente.

Los cortes se realizaron con una fresa cilíndrica de marca Jota, referencia 837L.314, las cuales eran cambiadas cada 4 muestras para garantizar un corte efectivo del instrumento y con una pieza de alta marca Kavo, turbina extra torque 605 c con refrigeración por spray triple (figura 3-4). Una vez hecho el desgaste, se cortaron las coronas de los dientes y se almacenaron en agua destilada.

Figura 3-4: (A) Montaje de premolares en cubos de acrílico, (B) Calibración de los dentímetros para guiar el desgaste vestibular, (C) Fresa cilíndrica marca Jota referencia 837L.314, (D) y (E) preparación de cavidades en el estandarizador

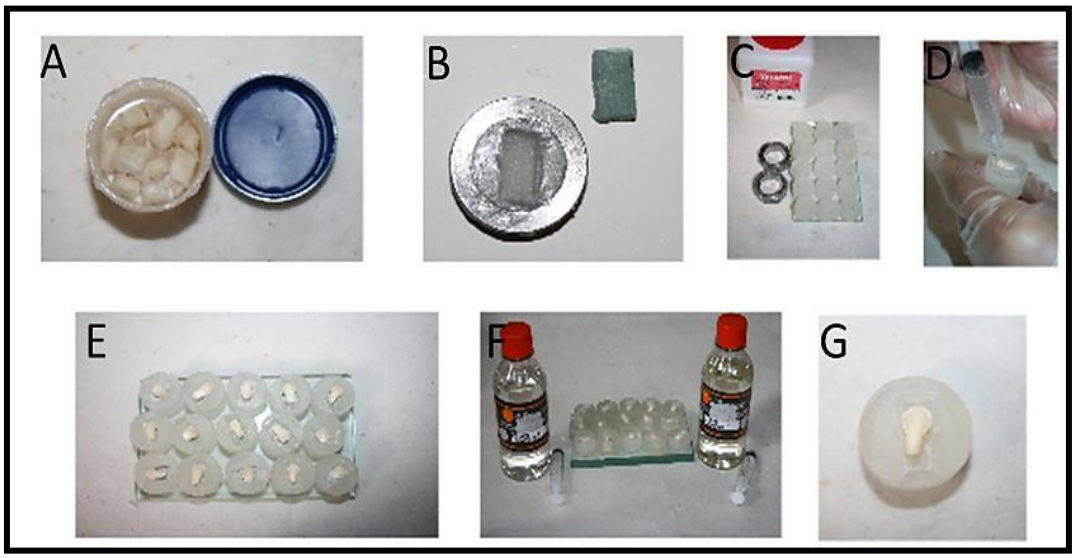


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Consecutivamente, se realizaron cilindros de acrílico transparente de autopolimerización, marca New Stetic, con la medida del diámetro en la máquina de ensayos universales Shimadzu, cuidando de dejar un espacio en el centro de cada cilindro para rebasar cada corona en resina epóxica y evitar que la exotérmica del acrílico toque los tejidos dentales.

La resina epóxica utilizada fue de la casa SC Químicos los gemelos A y B, cuya mezcla se realizó midiendo igual cantidad con jeringas plásticas. Cada corona se posicionó en el centro del cilindro, se rebasó con resina epóxica alrededor y se esperó 24 horas la polimerización completa de la resina epóxica (Figura 3-5).

Figura 3-5: (A) Coronas de los premolares almacenadas en agua destilada, (B) y (C) Cilindros de acrílico con espacio en el centro,(D),(E),(F) y (G) Posicionamiento de las coronas de los premolares en los cilindros de acrílico y rebase con resina epóxica



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Después de 24 horas, cada cilindro se pasó 15 veces secuencialmente por lijas de grano 220, 400 y 600 para estandarizar el tipo de smear layer y se limitó el área de adhesión a un diámetro de 2 mm usando un perforador de tela de caucho que se utilizó para perforar papel autoadhesivo que posteriormente se colocó sobre la dentina a tratar. Igualmente, se estandarizó la cavidad de 2 mm en una matriz de silicona que permitiría formar un cilindro de 2x2 a partir del área de la dentina tratada (figura 3-6).

Se formaron cuatro grupos cada uno de 15 dientes, en los cuales se realizó un protocolo adhesivo de la siguiente forma:

Grupo 1 Adhesión convencional: Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, se aplicó la segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos, polimerización con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos incrementos de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1mm cada uno, condensados verticalmente. La polimerización se realizó por 20 segundos desde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación vestibular y 20 segundos con inclinación distal una vez retirada la matriz de silicona.

Grupo 2 Carbonato de calcio: Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución de carbonato de calcio en etanol

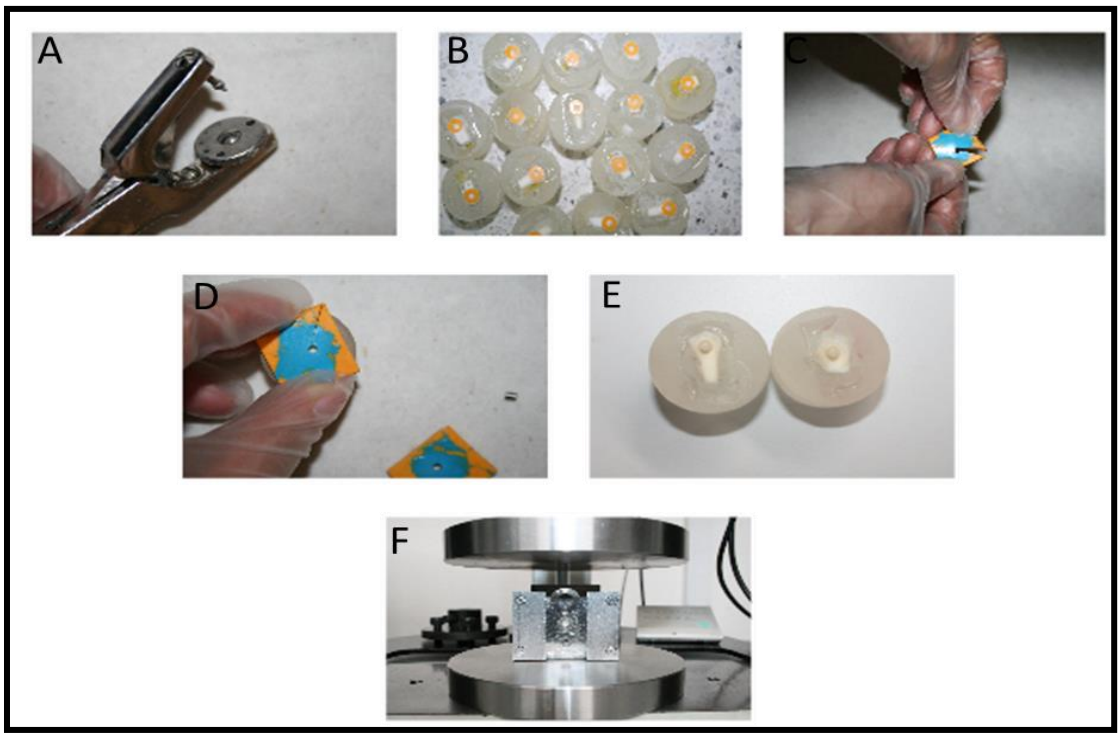
frotando la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos, polimerización con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos incrementos de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1 mm cada uno, condensados verticalmente. La polimerización se realizó por 20 segundos desde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación vestibular y 20 segundos con inclinación distal una vez retirada la matriz de silicona.

Grupo 3 Dimetildiclorosilano al 5%:Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución de dimetildiclorosilano al 5 % en etanol frotando en la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos, polimerización con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos incrementos de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1 mm cada uno, condensados verticalmente. La polimerización se realizó por 20 segundos desde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación vestibular y 20 segundos con inclinación distal una vez retirada la matriz de silicona.

Grupo 4 Dimetildiclorosilano al 10%:Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución de dimetildiclorosilano al 10 % en etanol frotando en la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos, polimerización con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y dos incrementos de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1mm cada uno, condensados verticalmente. La polimerización se realizó por 20 segundosdesde la cara oclusal, 20 segundos con inclinación vestibular y 20 segundos con inclinación distal una vez retirada la matriz de silicona.

Del mismo modo, una vez formado el cilindro de resina se retiró la matriz de silicona sin tocar la obturación hecha y se trasladaron las muestras a la máquina de ensayos universales Shimadzu. Después de realizar el ensayo las muestras fueron observadas en estereomicroscopio para evaluar el tipo de falla producida en la interfase adhesiva.

Figura 3-6: (A) Agujero calibrado de 2mm en el perforador,(B) Muestras con el papel contac y la delimitación del área adhesiva, (C) y (D) perforación y posicionamiento de la matriz de silicona, (E) Cilindros de resina terminados, (F) Posicionamiento de las muestras en la máquina de ensayos universales Shimadzu



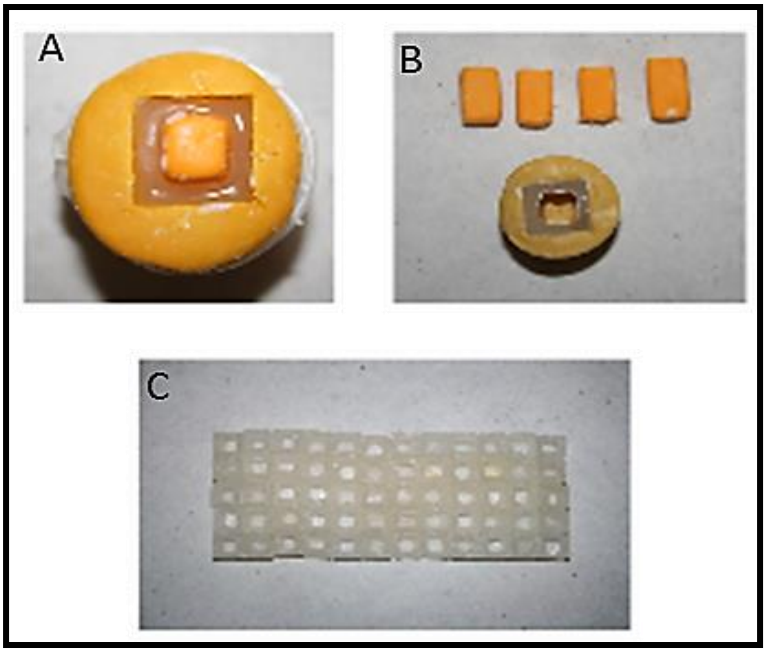
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

1.18 Identificación de la capacidad de microfiltración en la interfase adhesiva, después del tratamiento con derivados del silicio

Se tomaron 60 premolares superiores e inferiores, que fueron repartidos al azar en cuatro grupos cada uno de 15 dientes, evaluados como el mínimo número de muestras requerido por grupo para que las muestras fueran estadísticamente significativas.

Se montaron en cubos de acrílico de 2x2 hechos en matriz de silicona pesada, cuidando de dejar un espacio en el centro para colocar los dientes y rebasarlos con silicona pesada marca Zetaplus Zhermarck, de manera que fuera posible retirar de nuevo los dientes completos fácilmente de los cubos (figura 3-7).

Figura 3-7: (A) Elaboración de cubos de acrílico, (B) y (C) Cubos de acrílico polimerizados



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Una vez montados los dientes, fueron llevados al estandarizador de cavidades, para realizar una cavidad clase ll de 2mm x 2 mm iniciando 2 mm encima de la línea amelocementaria con una fresa Jota cilíndrica de referencia 837L 012, la cual se cambió cada 4 preparaciones y una pieza de alta marca Kavo turbina extra torque 605 c con refrigeración por spray triple.

Una vez realizadas las cavidades, los dientes se sacaron de los cubos y se llevaron a un modelo de posicionamiento en el cual se encontraban montados dos dientes naturales adyacentes, para realizar la obturación en resina de la manera más similar a la situación clínica en boca del paciente y evidenciar además el grado de adaptación que pueden tener este tipo de restauraciones.

Se realizaron cuatro protocolos de adhesión por grupos de 15 dientes cada uno con ayuda de un porta matriz, banda de acetato que no influyera en la polimerización de la resina y cuñas de madera (figura 3-8).

Grupo 1 Adhesión convencional:Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos. La polimerización se realizó por 40 segundos y de 6 a 8 capas de resina Filtek™ Z350

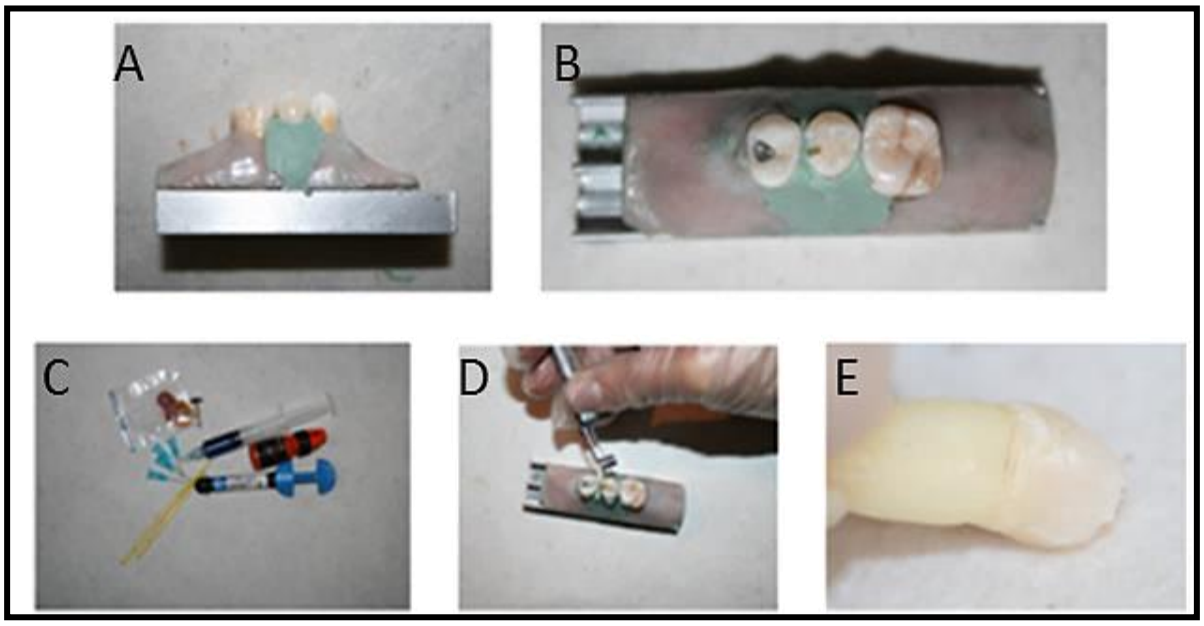
XT A2B 3M ESPE con incrementos de 1.5 mm técnica incremental oblicua cada una polimerizada con lámpara bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 20 segundos desde la cara vestibular, 20 segundos en palatino y 20 segundos desde la cara oclusal para obtener un grado de conversión adecuado.

Grupo 2 Carbonato de calcio: Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución de carbonato de calcio y etanol frotando la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, la segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos. La polimerización se realizó con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y de 6 a 8 capas de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1.5 mm técnica incremental oblicua cada una polimerizada por 20 segundos desde la cara vestibular, 20 segundos en palatino y 20 segundos desde la cara oclusal para obtener un grado de conversión adecuado.

Grupo 3 Dimetildiclorosilano al 5%: Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución con dimetildiclorosilano al 5 % frotando en la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos. La polimerización se realizó con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y de 6 a 8 capas de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1.5 mm técnica incremental oblicua cada una polimerizada por 20 segundosdesde la cara vestibular, 20 segundos en palatino y 20 segundosdesde la cara oclusal para obtener un grado de conversión adecuado.

Grupo 4 Dimetildiclorosilano al 10%: Tratamiento con ácido fosfórico al 37% desmineralizante 3M ESPE jeringa por 5 ml gel durante 10 segundos, lavado con agua por 30 segundos, secado con papel secante, aplicación de solución con dimetildiclorosilano al 10 % frotando en la superficie dentinal por 1 minuto y aireado por 20 segundos, se aplicó la primera capa de adhesivo Adper Single Bond 2 3M ESPE, frotando en dentina durante 15 segundos, segunda capa de adhesivo frotando en dentina durante 15 segundos y aireado por 20 segundos. La polimerización se realizó con lámpara Bluephase c8 Ivoclar Vivadent por 40 segundos y de 6 a 8 capas de resina Filtek™ Z350 XT A2B 3M ESPE de 1.5 mm técnica incremental oblicua cada una polimerizada por 20 segundos desde la cara vestibular, 20 segundos en palatino y 20 segundos oclusal para obtener un grado de conversión adecuado.

Figura 3-8: (A) y (B) Modelo de posicionamiento y simulación de la encía con silicona liviana, (C) Materiales usados para la obturación, pulido y brillo de las restauraciones, (D) Posicionamiento del portabandas, (E) Obturación clase II con excesos en pared gingival

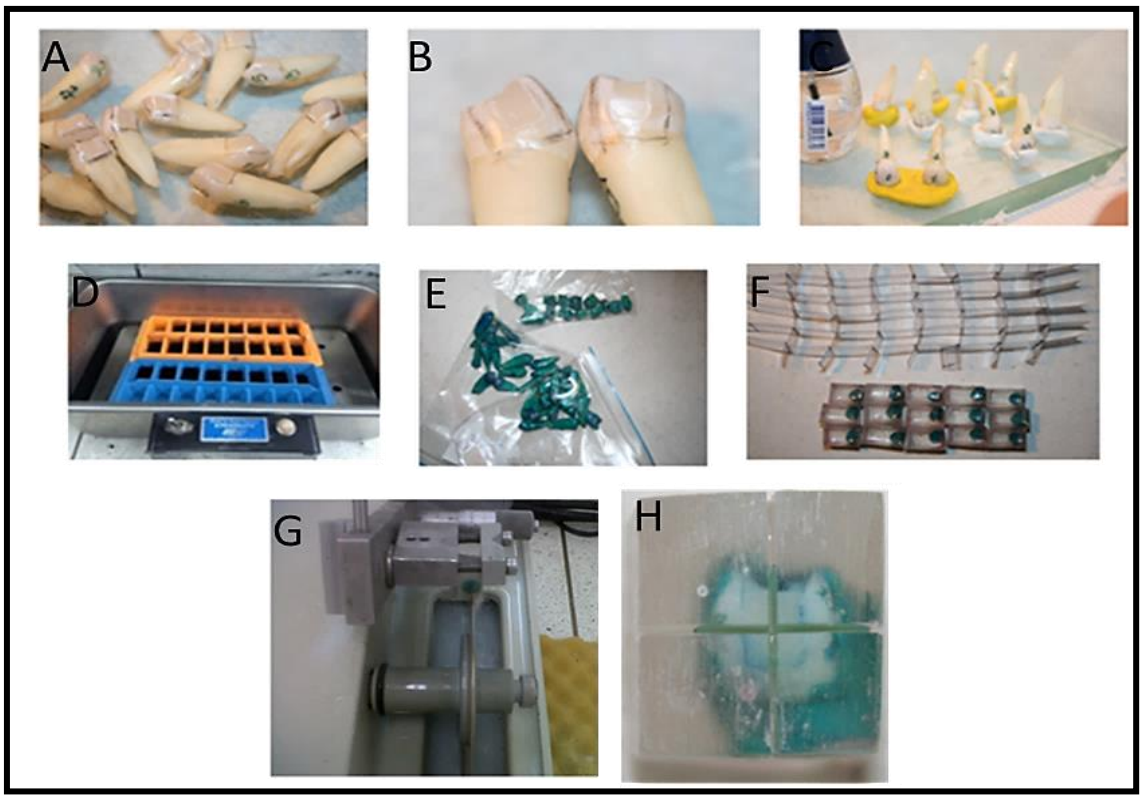


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Después de realizar las obturaciones se esperó 24 horas para hacer pulido y brillo con ayuda de lupas y discos sof-lex 3M ESPE. Una vez pulidas las muestras, se sellaron los ápices, las furcas y las líneas de fractura con dos capas de cianocrilato. Seguidamente se impermeabilizaron las muestras con esmalte transparente marca vogue excepto 2mm alrededor de la cavidad clase ll y se dejaron 24 horas en hidrobath a 37grados celsius con una dilución de azul de metileno al 2%(2 gramos de azul de metileno en 100ml de agua destilada).

Al cumplir las 24 horas las muestras se lavaron y con un disco metálico de doble diamante se cortaron las raíces 2mm por debajo de la unión amelocementaria y se montaron las coronas en cubos de resina epóxica de 1cm de ancho por 1.5 cm de largo, con ayuda de acetato de calibre 10 sellado sobre una loseta de vidrio con cera rosada. Estas muestras se dejaron polimerizar 24 horas y cada cubo fue pulido con lija de grano 80 y llevado al isomet en donde se realizó un corte vertical inciso-apical en el centro de la obturación en resina y un corte horizontal vestíbulo–palatino en el centro de la obturación, para obtener cuatro partes iguales que posteriormente fueron observadas y medidas en estereomicroscopio (figura 3-9).

Figura 3-9: (A) y (B) Selle del ápice y las fisuras de las muestras con cianocrilato (C) Impermeabilización de las muestras con cianoacrilato, (D) Muestras en el Hidrobath, (E) Muestras después de ser retiradas del hidrobath, (F) Molde en acetato y cubos de resina epóxica con las muestras

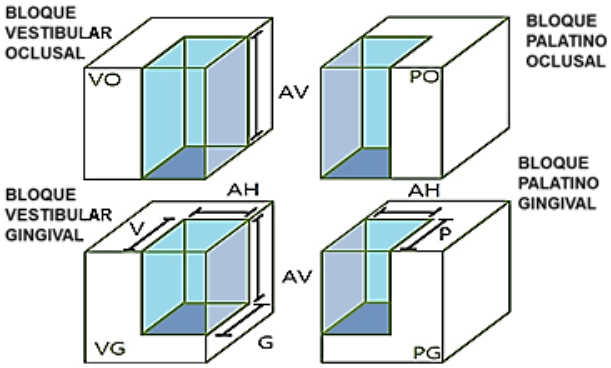


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Para evaluar la longitud de la penetración del azul de metileno en la interfase adhesiva, se tomaron 7 medidas por muestra, cada una repitiéndola 3 veces para dar confiabilidad y reproducibilidad a los datos. Se utilizó el programa Motic Live Imagin y Motic Imagin Advanced, calibrado previamente a 30 aumentos. Cada diente fue medido en el siguiente orden (tabla 3-2).

Tabla 3-2: Secuencia para medir la penetración del azul de metileno

NÚMERO DE LA MEDIDA	BLOQUE DE MEDIDA	PARED A MEDIR
1	Oclusal Vestibular	Axial vertical A1
2	Vestibular Gingival	Axial vertical A1
3	Vestibular Gingival	Gingival
4	Vestibular Gingival	Axial horizontal A2
5	Vestibular Gingival	Vestibular
6	Gingival lingual\palatino	Axial horizontal A2
7	Lingual\palatina	Gingival lingual\palatino



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

La base de datos se obtuvo con el promedio de las 3 medidas tomadas por pared entre las cuales se encontraron variaciones entre 5 y 15 micras por medida. Una vez terminadas la medidas y guardadas las fotos, se sumaron los datos de las medidas axiales horizontales y los datos de las medidas axiales verticales, obteniendo 5 medidas por diente.

1.19 Metodología estadística

Dentro del análisis estadístico, se utilizó una metodología estadística similar tanto en las pruebas de fuerza adhesiva como en las pruebas de microfiltración. Por tanto, se realizó un diseño de experimentos de una sola vía (ANOVA SIMPLE) para la fuerza de adhesión, y un diseño de experimentos a dos vías (ANOVA MULTIFACTORIAL) para la microfiltración. El análisis de varianza (ANOVA), se refiere en términos generales a una colección de situaciones experimentales y procedimientos estadísticos para el análisis de respuestas cuantitativas de unidades experimentales.

El problema del ANOVA simple, o ANOVA de un solo factor (ANOVA a una vía), tiene que ver con el análisis de datos muestreados de más de dos poblaciones (distribuciones) numéricas o de datos de experimentos en los que se ha usado más de dos tratamientos. La característica que distingue a los tratamientos o poblaciones entre sí se conoce como factores bajo estudio, y los diferentes tratamientos que se le aplica o hace a cada población se conocen como niveles del factor.

De esta manera, El objetivo final del ANOVA es probar la igualdad entre las medias de la variable cuantitativa que se está midiendo en cada uno de los de los diferentes factores. En muchas situaciones experimentales hay dos o más factores que son de interés, simultáneamente, para el estudio; pues se supone que no solo una variable categórica está incidiendo en la variable de respuesta, sino también, las posibles interacciones asociadas a dicha variable respuesta.

De esta forma, el Análisis De Varianza (ANOVA) permite determinar si las medias de k grupos difieren o no significativamente unas de otras, realizando un análisis de varianza simple (o de un criterio de clasificación), donde los resultados se presentan en la Tabla de ANOVA:

Tabla 3-3: Análisis De Varianza (ANOVA)

Fuente de variación	Suma de cuadrados	g.l.	Varianza	Test F	$p-$val
Explicada	SCE	$I-1$	$\hat{S}_e^2 = \frac{SCE}{I-1}$	$F = \frac{\hat{S}_e^2}{\hat{S}_R^2}$	¿?
Residual	SCR	$n-I$	$\hat{S}_R^2 = \frac{SCR}{n-I}$		
Total	SCT	$n-1$	$\hat{S}_y^2 = \frac{SCT}{n-1}$		

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

Por tanto, si el estadístico F es lo suficientemente grande, se rechaza la hipótesis nula de que las medias de todos los grupos son iguales, de lo contrario se acepta.

La significancia estadística de la razón (división) de F es mucho más fácil de juzgar por su valor de P (p-value). Si el valor de P es menor que el nivel de significancia (predeterminado casi siempre como p=0.05), la hipótesis nula de medias iguales se rechaza al nivel de significancia del 5%. Esto no implica que cada una de las medias sea significativamente diferente unas de las otras, simplemente implica que no todas las medias son iguales.

Por lo anterior determinar cuáles medias son significativamente diferentes de las demás requiere de pruebas adicionales llamadas “Pruebas de Comparación por pares”.

Dentro de estas pruebas tenemos las Pruebas De Comparaciones Múltiples De Tukey, usadas para determinar qué medias muestrales son significativamente diferentes de otras, se pueden realizar algunas pruebas de comparaciones múltiples, o también llamadas Pruebas de Rangos Múltiples. Dicha prueba de Tukey amplía los intervalos para permitir múltiples comparaciones entre todos los pares de medias, usando la siguiente fórmula:

$$\mathrm{M} = \mathrm{T}_{\alpha/2,\mathrm{q},\mathrm{n-q}}$$

Esta fórmula, usa la T de Tukey en vez de la t de Student. La T de Tukey es igual a (1/raíz(2)) veces la distribución de rangos estudentizados, Neter et al. (1996). Tukey llamó a su procedimiento el procedimiento de la Diferencia Honestamente Significativa (Honestly Significant Difference) ya que la tasa de error por experimento es α.

De esta manera, Si todas las media son iguales, la probabilidad de declarar cualquiera de los pares significativamente diferente en todo el experimento es igual a α. El procedimiento de Tukey es más conservador que el procedimiento de la LSD de Fisher, ya que hace más difícil declarar que cualquier par específico de medias sea significativamente diferente.

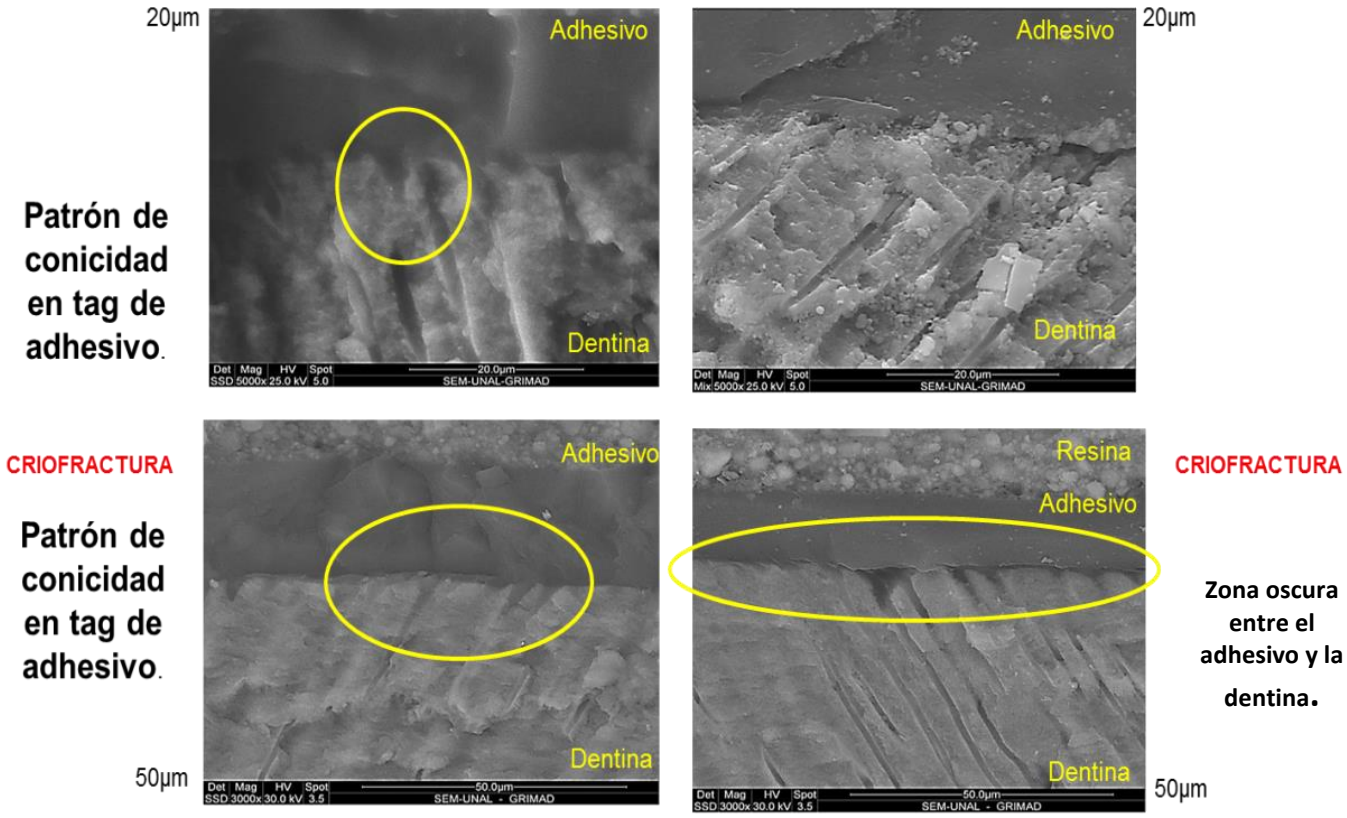
4. Resultados y análisis estadístico

1.20 Capacidad de cubrimiento de los derivados del silicio en el tejido dentinal

A través de microscopia electrónica de barrido, se obtuvieron imágenes de la interfase adhesiva sobre dentina formada en la adhesión convencional y en la adhesión con dimetildiclorosilano al 10%.

Las microfotografías (figura 4-1), permitieron evidenciar que existen diferencias en la unión entre el adhesivo y el tejido dentinal subyacente. En la adhesión convencional, el adhesivo copia los patrones de conicidad de los túbulos dentinales expuestos después del grabado ácido formando los tag de adhesivo y existe una unión homogénea y sólida entre la dentina, el adhesivo y la resina. Contrariamente, en la adhesión con dimetildiclorosilano al 10%, se encuentra la formación de una interfase entre el adhesivo y la dentina con imagen radiolúcida de densidad diferente.

Figura 4-1: Microfotografía electrónica de barrido, que muestra la interfase adhesiva formada en un protocolo de adhesión convencional en dentina, (A) 5000 aumentos con fractura manual (B) 3000 aumentos con criofractura. Protocolo de adhesión convencional en dentina modificado con pretratamiento dentinal de dimetildiclorosilano al 10%, 5000 aumentos con fractura manual (C), y (D) 3000 aumentos con criofractura

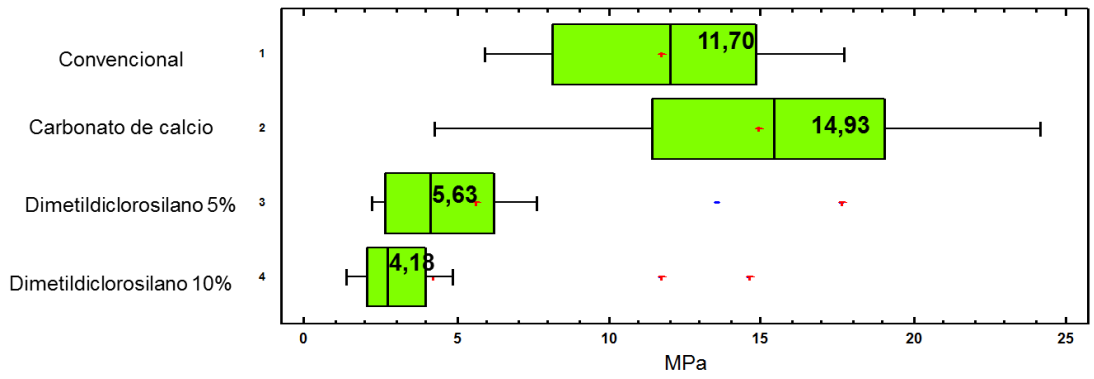


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

1.21 Fuerza de adhesión generada por los derivados de silicio en la interfase adhesiva

Una vez realizadas las pruebas de resistencia de adhesión al corte, en la máquina de ensayos universales Shimadzu se obtuvieron los siguientes resultados:

Gráfico 4-1: Caja y Bigotes de fuerza de adhesión en Mpa



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta gráfica nos muestra para los cuatro grupos el valor promedio de la fuerza de cizallamiento, los datos extremos y la densidad de la distribución de los valores, donde el grupo 2 tiene más datos a altos valores de fuerza, seguido por el grupo 1. Por tanto, los grupos 3 y 4 son diferentes consecutivamente y presentan los valores de fuerza más bajos.

1.21.1 Resumen estadístico de fuerza de adhesión por grupos para MPa

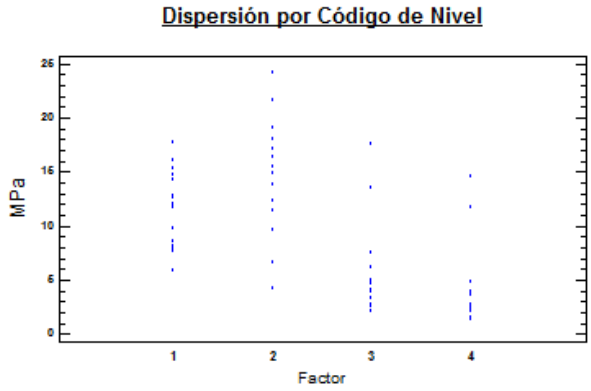
Tabla 4-5: Resumen Estadístico de fuerza de adhesión para MPa

GRUPO O FACTOR	NÚMERO DE DIENTES	PROMEDIO	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	COEFICIENTE DE VARIACIÓN	MÍNIMO	MÁXIMO	RANGO
1	15	11,7012	3,54645	30,3085%	5,91858	17,7557	11,8371
2	15	14,9307	5,41909	36,295%	4,27728	24,1716	19,8943
3	15	5,63806	4,36903	77,4917%	2,21822	17,6562	15,438
4	15	4,18378	3,82281	91,3722%	1,36276	14,5726	13,2098
Total	60	9,11343	6,12414	67,199%	1,36276	24,1716	22,8088

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta tabla muestra diferentes estadísticos de resumen para MPa desagregada en cada uno de los 4 grupos. La intención principal del análisis es la de comparar las medias de los diferentes niveles junto con su variabilidad. En esta tabla se puede observar que los niveles 3 y 4 se presentan los promedios de MPa más bajos; además, se observa que la dispersión es baja para los cuatro grupos, señalando medidas homogéneas intragrupos.

Gráfico 4-2: Dispersión por código de nivel, de la fuerza de adhesión en Mpa

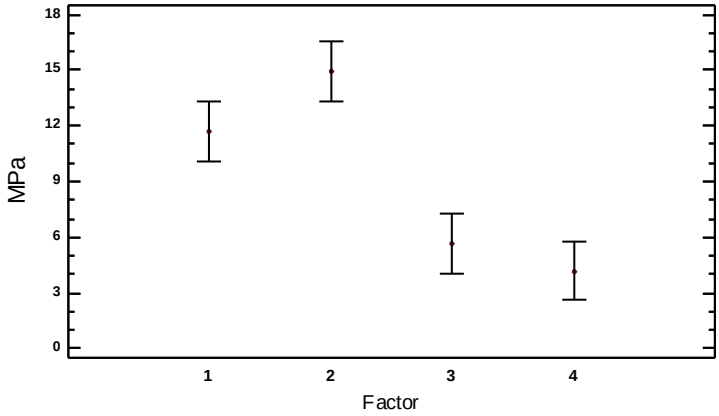


Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta gráfica nos permite evidenciar que para el grupo 2, la mayoría de los valores obtenidos son más altos en comparación con los otros grupos, seguido por los valores obtenidos para el grupo 1, para el grupo 3 y para el grupo 4 consecutivamente.

1.21.2 Análisis de varianza (anova) a una vía de la fuerza de adhesión en Mpa según los cuatro niveles

Gráfico 4-2: Medias y 95% de Fisher LSD



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta gráfica nos permite evidenciar la media o valor promedio de la fuerza de cizallamiento en Mpa, donde se muestra que para el grupo 2 la media es más alta, seguida por el grupo 1, el grupo 3 y el grupo 4.

Planteamiento de hipótesis para el diseño factorial a una vía:

- ✓ **Planteamiento: Factor (Grupos 1,2,3,4)**

1. Hipótesis Nula: Ho: No hay diferencias entre las medias de los cuatro Factores, en MPa.
2. Hipótesis Alternativa: Si hay diferencias entre las medias de los cuatro Factores, en MPa.
3. Estadístico de prueba: F=CMA/CME=20.34 bajo 3 grado de libertad en el numerador y 56 grados de libertad en denominador.
4. Decisión:Bajo un nivel de significancia del 5% se rechaza Ho de que las medias de los cuatro grupos MPa son iguales, es decir, si hay diferencias significativas entre los promedios MPa según el grupo; al menos uno de los grupos es diferente a los demás.

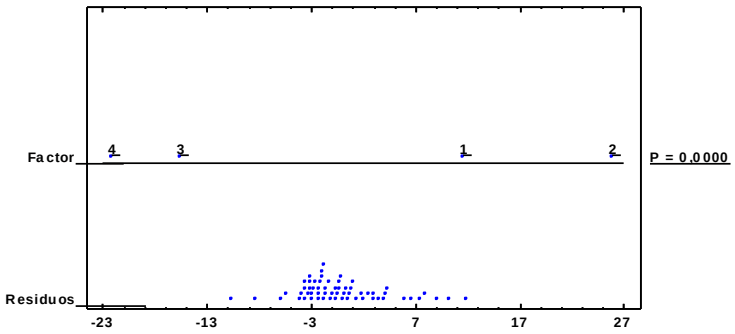
La anterior conclusión se puede referenciar por medio de la siguiente tabla ANOVA.

Tabla 4-6: ANOVA para fuerza de adhesión en MPa por grupos

FUENTE	SUMA DE CUADRADOS	GL	CUADRADO MEDIO	RAZÓN-F	VALOR-P
Entre grupos	1153,75	3	384,584	20,34	0,0000
Intra grupos	1059,05	56	18,9115		
Total (Corr.)	2212,8	59			

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Gráfico 4-3: ANOVA para fuerza de adhesión en MPa



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

La anterior gráfica señala la forma de la distribución de la variable Mpa, donde se pueden observar datos atípicos y además, el comportamiento de los promedios de los grupos definidos bajo los valores p alcanzados. De esta forma, como los valores p son menores que 5% se rechaza la hipótesis nula y las medidas sí son significativamente diferentes.

Tabla 4-7: Medias para fuerza de adhesión en MPa por Factor con intervalos de confianza del 95.0%

MATERIAL	CASOS	MEDIA	ERROR EST. (S AGRUPADA)	LÍMITE INFERIOR	LÍMITE SUPERIOR
1	15	11,7012	1,12284	10,1107	13,2917
2	15	14,9307	1,12284	13,3402	16,5212
3	15	5,63806	1,12284	4,04755	7,22857
4	15	4,18378	1,12284	2,59327	5,77429

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta tabla muestra la media de MPa para cada uno de los niveles de los grupos, de igual forma muestra los errores estándar de cada media, los cuales son una medida de la variabilidad en su muestreo. Las dos últimas columnas de la derecha muestran intervalos de confianza del 95.0% para cada una de las medias.Por ejemplo, el promedio de MPa para el grupo1 es 11.7012 con un margen de error, en esta estimación, de 1.1228. Construyendo un intervalo de confianza del 95% para esta estimación, se tiene que la media de MPa del grupo 1 está entre 10.1107 y 13.2917. De forma similar para los demás niveles.

1.21.3 Pruebas de Múltiple Rangos para fuerza de adhesión en MPa por Factor

A continuación se proporciona un procedimiento de comparaciones múltiples por pares de niveles de la variable Factor, para así identificar cuál o cuáles niveles de MPa son diferentes a los demás.

Tabla 4-8: Método: 95.0 porcentaje Tukey HSD
Método: 95.0 porcentaje Tukey HSD

FACTOR	CASOS	MEDIA	GRUPOS HOMOGÉNEOS
4	15	4,18378	X
3	15	5,63806	X
1	15	11,7012	X
2	15	14,9307	X

CONTRASTE	SIG.	DIFERENCIA	+/- LÍMITES
1 - 2		-3,22951	4,34336
1 - 3	*	6,06313	4,34336
1 - 4	*	7,51741	4,34336
2 - 3	*	9,29264	4,34336
2 - 4	*	10,7469	4,34336
3 - 4		1,45428	4,34336

* indica una diferencia significativa.

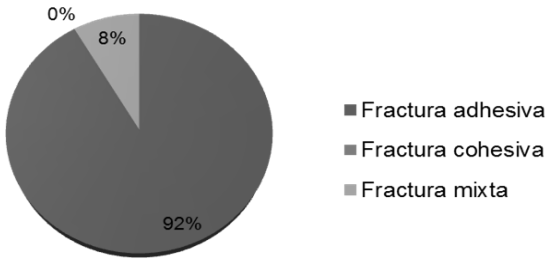
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Esta prueba de Tukey HSD evalúa la hipótesis de que las medias de MPa dentro de cada uno de los 4 niveles son iguales. Primero se combinan los datos de todos los niveles y

se ordenan de menor a mayor según los promedios. Luego se calcula el rango (rank) promedio para los datos de cada nivel.

La tabla anterior muestra diferencias significativas entre pares de medias de MPa. De interés particular se puede observar diferencias significativas entre los pares de las medias en MPa para todas las posibles comparaciones, excepto para las comparaciones (1-2) y (3-4). En síntesis, los grupos 1 y 2, son homogéneos en promedio, al igual que (3-4). Lo anterior se puede corroborar con el siguiente diagrama de cajas y bigotes comparativos.

Tabla 4-9: Clasificación del tipo de fractura en la interfase adhesiva



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Del mismo modo, al analizar en el estereomicroscópio el tipo de falla presentada en el área donde se desprendió el botón de resina es decir, la interfase diente/restauración, se encontró que la falla de tipo adhesiva correspondió a un 91,66% (n=60) siendo la más frecuente y por tanto estos resultados muestran que no hay cambio según el tratamiento recibido por los grupos, respecto al tipo de falla (Tabla 4-11).

1.22 Capacidad de microfiltración en la interfase adhesiva, después del tratamiento con derivados de silicio

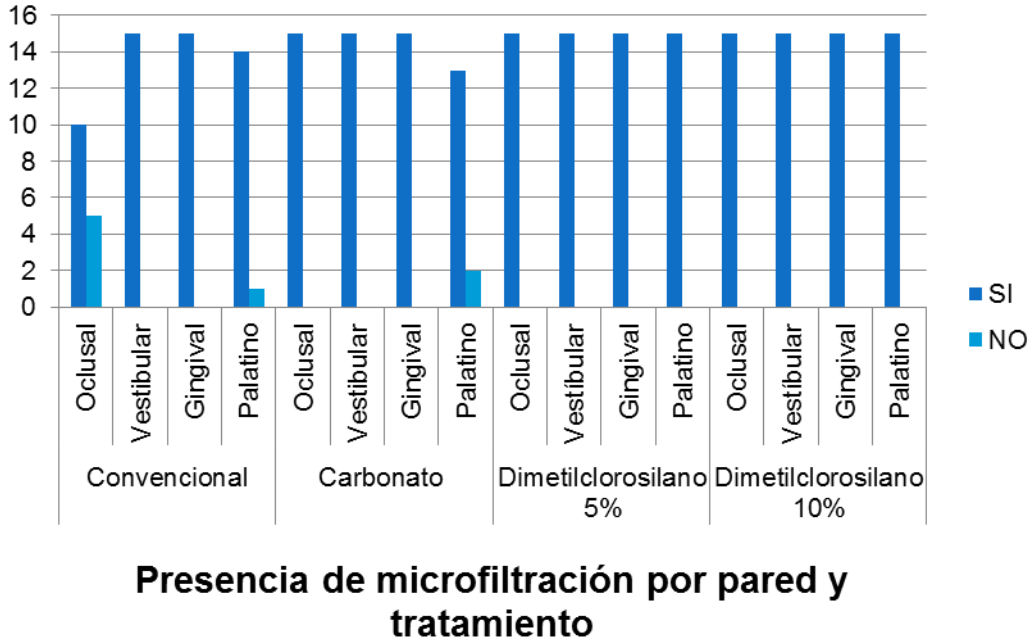
Una vez tomadas las medidas, se realizó un análisis cuantitativo y un análisis cualitativo de las muestras.

1.22.1 Análisis cualitativo de la microfiltración en la interfase adhesiva

Se realizó un análisis observacional de la microfiltración, ya que las fotos evidencian que la microfiltración tiene un comportamiento tridimensional, es decir, que puede tener su inicio en una o varias de las paredes (tabla 4-16, 4-17,4-18 y 4-19) y confluir en una zona axial común. Igualmente, es importante resaltar que la intensidad del color azul que denota la microfiltración es diferente de acuerdo al tratamiento que recibió la interfase

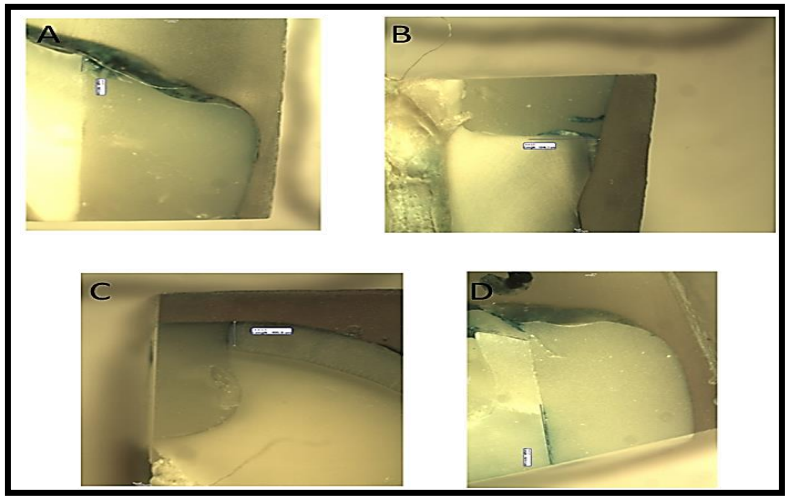
adhesiva, siendo más oscuro en las muestras tratadas con dimetildiclorosilano al 5% y al 10%.

Tabla 4-10: Origen de la microfiltración de acuerdo a la pared y al grupo.



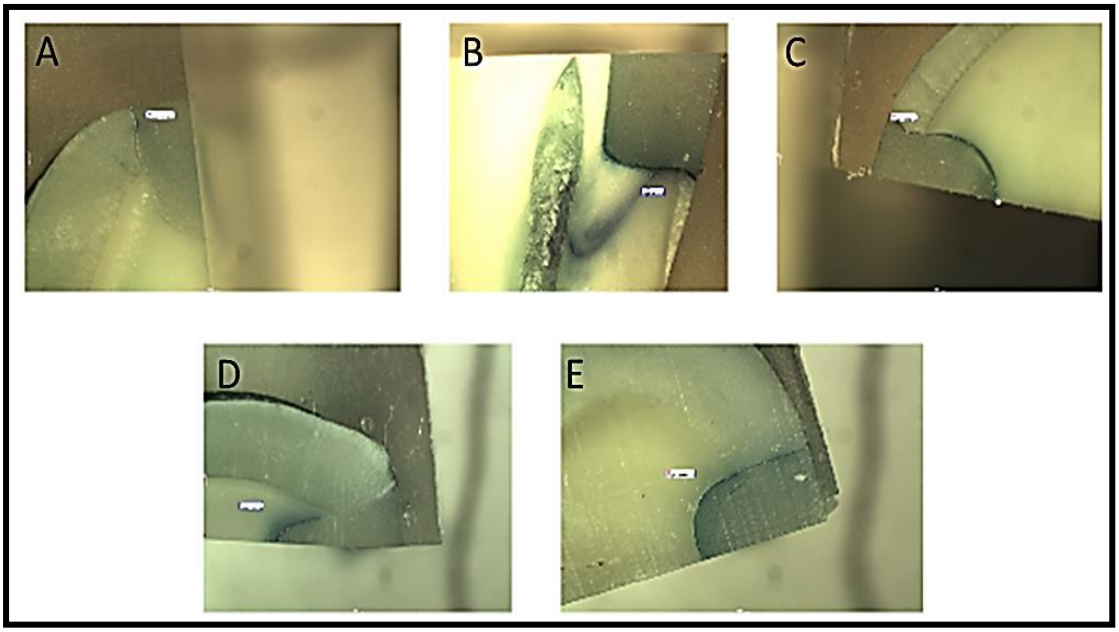
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Figura 4-2: (A) Microfiltración de origen oclusal sobre el eje axial-grupo convenicional, (B) Microfiltración de origen gingival-grupo convenicional, (C) Microfiltración de origen palatino-grupo convenicional, (D) Microfiltración en eje axial que no es de origen oclusal



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Figura 4-3: (A) Microfiltración de origen vestibular-grupo convencional, (B) Microfiltración de origen gingival que llega a la pared axial-grupo dimetildiclorosilano 5% (C) Microfiltración total no se puede evidenciar el origen-grupo dimetildiclorosilano 10% (D) Microfiltración eje axial horizontal que no es de origen vestibular-grupo control negativo. (E) Microfiltración con origen mixto-grupo dimetildiclorosilano 5%, obsérvese la intensidad del tono azul en la interfase



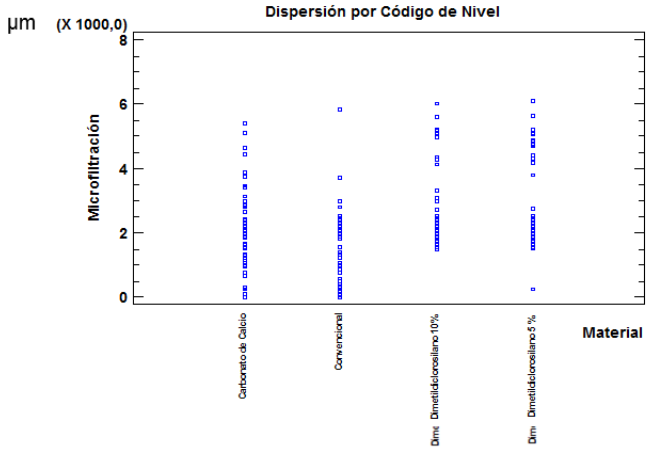
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas de laboratorio

Haciendo una evaluación general, los cuatro grupos presentan microfiltración, siendo mayor en los grupos tratados con dimetildiclorosilano, y menor en el grupo del tratamiento convencional.

1.22.2 Evaluación cuantitativa. Análisis estadístico de la microfiltración en la interfase adhesiva

Se evaluó la microfiltración total por grupos, su influencia de acuerdo al tratamiento y el comportamiento de ésta en cada pared de las muestras evaluada.

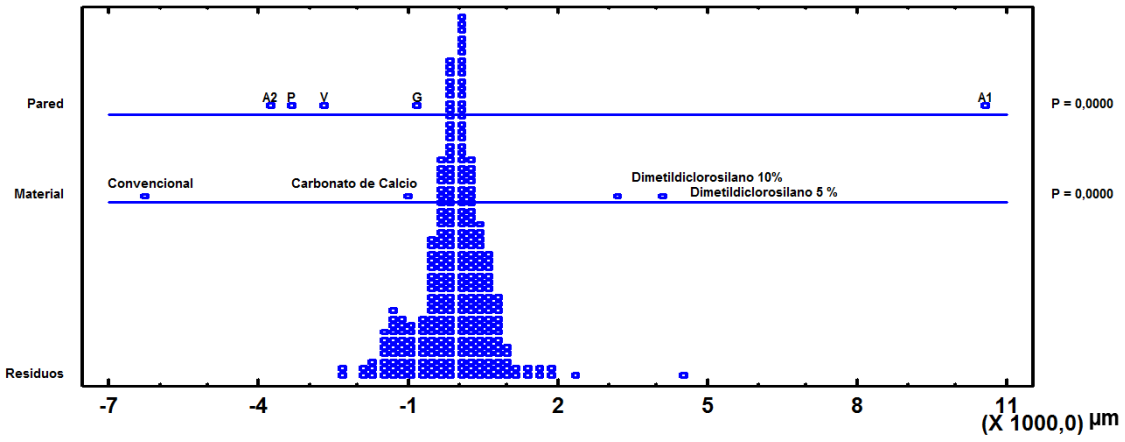
Gráfico 4-5: ANOVA Multifactorial para la microfiltración en la interfase adhesiva.



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

Esta gráfica nos permite evidenciar que para el grupo de adhesión convencional, la mayor densidad en la distribución de los datos se encuentra en los valores más bajos, seguido por el grupo de carbonato de calcio, dimetildiclorosilano al 10% y dimetildiclorosilano al 5%. La gráfica también muestra mucha similitud en los valores de microfiltración en los grupos tratados con dimetildiclorosilano.

Gráfico 4-6: ANOVA para la microfiltración en la interfase adhesiva



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

La anterior gráfica señala la forma de la distribución de la variable microfiltración, donde se pueden observar datos atípicos y, además, el comportamiento de los promedios de los

grupos definidos bajo los valores p alcanzados. De esta forma, como los valores p son menores que 5% y las medidas sí son significativamente diferentes entre los materiales y las paredes.

Tabla 4-15: Análisis de Varianza para Microfiltración - Suma de Cuadrados Tipo III

FUENTEEFECTOS PRINCIPALES	SUMA DE CUADRADOS	GL	CUADRADO MEDIO	RAZÓN-F	VALOR-P
A:Material	5,43464E7	3	1,81155E7	31,95	0,0000
B:Pared	1,24713E8	4	3,11783E7	55,00	0,0000
INTERACCIONES					
AB	5,96656E7	12	4,97213E6	8,77	0,0000
RESIDUOS	1,58737E8	280	566917,		
TOTAL (CORREGIDO)	3,97462E8	299			

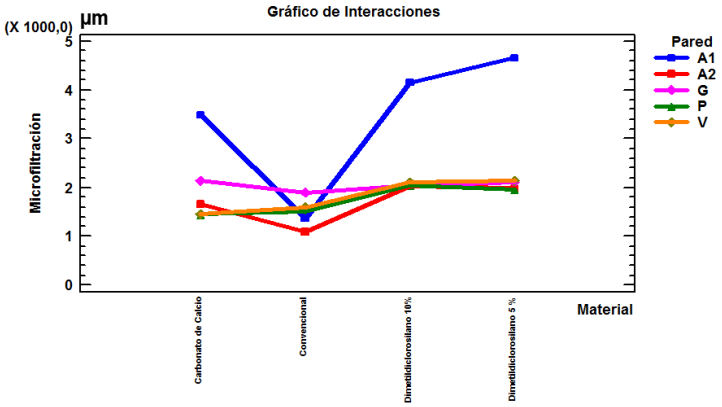
Todas las razones-F se basan en el cuadrado medio del error residual

Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

Esta tabla muestra una comparación entre los promedios de microfiltración para los diferentes materiales, los cuales, bajo un nivel de significancia del 5%, presentan diferencias estadísticamente importantes (p-value=0.0000), al igual que los promedios de microfiltración en las paredes (p-value=0.000). Por último, al evaluar la interacción entre los materiales y las paredes, se puede observar una significancia estadística importante (p-value=0.0000) de microfiltración.

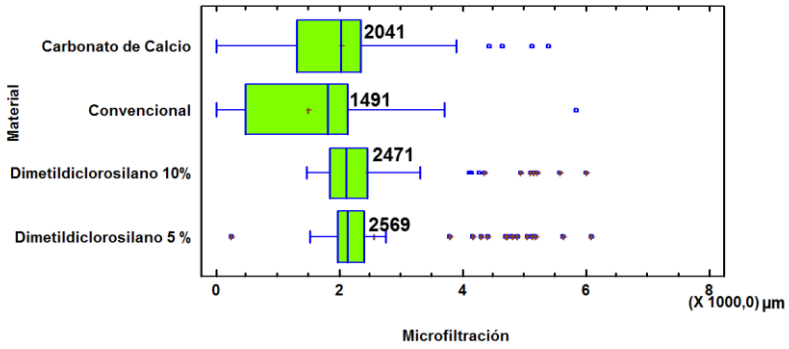
Lo anterior se puede visualizar en el siguiente gráfico, el cual señala una fuerte interacción entre Material-Convencional y la pared A1que corresponde a la pared axial en donde confluye la microfiltración que tiene origen oclusal, vestibular, palatino o gingival. Los demás perfiles presentan comportamientos similares, sin ninguna interacción.

Gráfico 4-7: Interacciones entre pared, tipo de tratamiento y microfiltración de la interfase adhesiva



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

Gráfico 4-8: Caja y Bigotes para la microfiltración en la interfase adhesiva según el tratamiento



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

Esta gráfica nos muestra para los cuatro grupos, el valor promedio de la microfiltración, los datos extremos y la distribución de los valores, donde el grupo convencional tiene más datos a bajos valores de microfiltración, pero los promedios son muy similares.

Tabla 4-16: Pruebas de Múltiple Rangos para Microfiltración por MaterialMétodo: 95,0 porcentaje Tukey HSD

MATERIAL	CASOS	MEDIA LS	SIGMA LS	GRUPOS HOMOGÉNEOS
Convencional	75	1491,4	86,9419	X
Carbonato de Calcio	75	2041,35	86,9419	X
Dimetildiclorosilano 10%	75	2471,6	86,9419	X
Dimetildiclorosilano 5 %	75	2569,29	86,9419	X

CONTRASTE	SIG.	DIFERENCIA	+/- LÍMITES
Carbonato de Calcio - Convencional.	*	549,948	317,768
Carbonato de Calcio - Dimetildiclorosilano10%	*	-430,253	317,768
Carbonato de Calcio - DIMETIL 5 %	*	-527,944	317,768
Convencional - Dimetildiclorosilano 10%	*	-980,201	317,768
Convencional - Dimetildiclorosilano 5 %	*	-1077,89	317,768
Dimetildiclorosilano 10% - Dimetildiclorosilano 5 %		-97,6907	317,768

* indica una diferencia significativa.

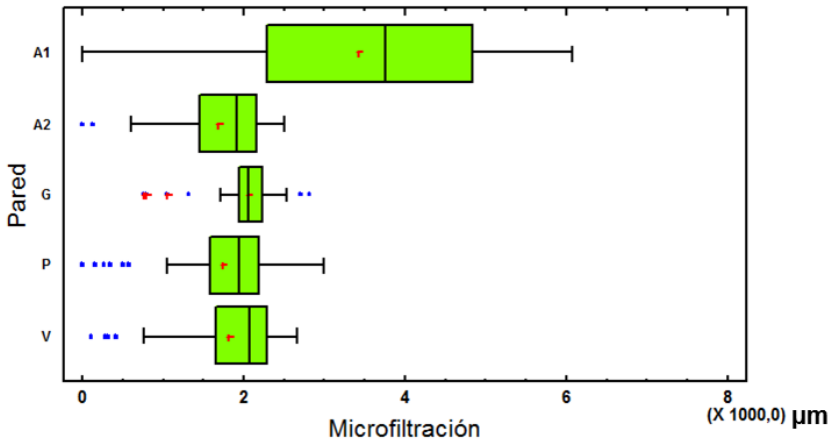
Fuente: Elaboración propia en base a pruebas

Esta tabla aplica un procedimiento de comparación múltiple para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras. La mitad inferior de la salida muestra las diferencias estimadas entre cada par de medias. Se ha colocado un asterisco junto a 1 par, indicando que este par muestra diferencias estadísticamente significativas con un nivel del 95,0% de confianza.

59

De lo anterior se pudo observar que al comparar los cuatro tipos de materiales independientes de la pared, la técnica que señala unas diferencias estadísticas significativas en todos los pares de comparación excepto para dimetildiclorosilano al 5% y al 10%.

Gráfico 4-9: Caja y bigotes para la microfiltración en la interfase adhesiva según la pared



Fuente: Elaboración propia en base a pruebas estadísticas

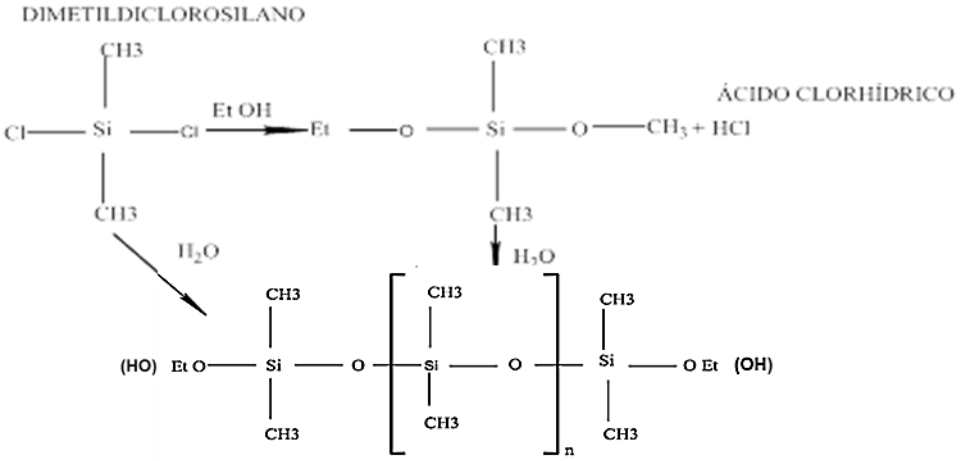
Esta gráfica nos muestra para los cuatro grupos el valor promedio de la microfiltración, los datos extremos y la distribución de los valores, donde la pared A1 presenta la mayor cantidad de microfiltración y las paredes A2,P y V muestran comportamientos muy similares.

5. Discusión

1.24 Evaluación de la fuerza de adhesión sobre dentina

La variabilidad biológica latente en los especímenes dentarios empleados para este estudio, fue compensada empleando una población representativa teniendo en cuenta criterios estadísticos cuya población mínima se estimó en 120 dientes, los cuales se distribuyeron de manera totalmente aleatoria o a azar en grupos de 15 dientes para cada grupo.

Para la realización de las pruebas de fuerza de adhesión y de microfiltración, es primordial describir la reacción que produce el dimetildiclorosilano al estar en contacto con el medio acuoso de la dentina. En primer lugar se puede presentar reacción con el etanol (disolvente usado en la preparación de las soluciones) y con el agua, para formar grupos alcoxidos que son los precursores del compuesto polimérico y liberando ácido clorhídrico (HCl) que implica la presencia del ion cloruro en solución). Posteriormente se presenta reacción con el agua del medio acuoso de la dentina y se producen estructuras poliméricas de tipo polisiloxano por condensación, que interactúan con la superficie dentinal y con el adhesivo o la resina. Estas estructuras poliméricas de polisiloxanos tendrían características elásticas modificando la adhesión. Las reacciones se ilustran en el siguiente esquema:



ESTRUCTURAS POLIMÉRICAS DE POLISILOXANOS

En la reacción del dimetildiclorosilano con etanol y con agua se genera como subproducto ácido clorhídrico (HCl), este subproducto puede causar problemas, ya que puede degradar la interfase, generar desmineralización del tejido dentinal e inhibir de la polimerización del adhesivo. Este efecto puede ser similar al hallazgo previo de autores como Zhang K et. al (38) y Miori F et. al (39), quienes describen cómo el ácido producido por soluciones que contienen cloro como el cloruro de sodio (NaCl) puede alterar el contenido mineral de la dentina y por tanto, disminuir la microdureza del tejido.

Como consecuencia de lo anterior, se planteó adicionar a la reacción anterior carbonato de calcio (CaCO3), con el propósito de neutralizar el ácido clorhídrico (HCl) en la solución y, además, como fuente aportante de calcio, generando una reacción donde 1 mol de carbonato de calcio, es capaz de neutralizar 2 moles de HCl y producir cloruro de calcio, agua y dióxido de carbono de la siguiente manera:

$$Ca\ CO_3 + 2\ HCl \longrightarrow CaCL_2 + H_2O + CO_2$$

En este contexto, se prepararon soluciones de dimetildiclorosilano al 5% y al 10%, con carbonato de calcio en exceso, que garantiza la neutralización completa del ácido producido en la reacción. De igual manera, como referencia o blanco, se realizan ensayos con carbonato de calcio en etanol únicamente.

Seguidamente, los resultados obtenidos a través de la máquina de ensayos universales Shimadzu en cuanto a la adhesión convencional, produjeron una fuerza promedio de11,7012 MPa y un rango desde 5,91858 hasta 17,7557 MPa ; para la adhesión con dimetildiclorosilano al 5% se obtuvo un promedio de 5,63806 MPa y un rango desde 2,21822 hasta 17,6562 y para la adhesión con dimetildiclorosilano al 10% se obtuvo un promedio de 4,18378 MPa y un rango desde 1,36276 hasta 14,5726. Estos resultados indican que el tratamiento con dimetildiclorosilano disminuye la fuerza de adhesión a la dentina, probablemente porque el polisiloxano se coloca en la interfase y genera una limitación de la interacción del adhesivo con la dentina (ver figura 4.1); además, la interfase formada por las estructuras de siloxanos son más elásticas y bajan la resistencia de unión al tejido dentinal. Igualmente, los resultados de la concentración del dimetildiclorosilano a 5% y al 10 % evidencian comportamientos muy similares. Un aspecto importante que pudo influir en estos resultados, fue el manejo de las muestras antes de hacer la prueba adhesiva, en la cual las coronas fueron almacenadas en agua destilada, pero no se tuvo en cuenta el Ph de la solución, ya que de acuerdo al valor se puede desmineralizar la dentina expuesta y alterar los valores adhesivos.

Por otro lado, la elasticidad propuesta para las interfaces de siloxanos puede aliviar las tensiones por diferencias en los coeficientes de expansión térmica de la dentina y de las resinas. Sin embargo, esta hipótesis no pudo ser evaluada en este trabajo ya que tendría efecto en la estabilidad de la restauración en el mediano y largo plazo.

Los resultados de fuerza de adhesión pueden asimilarse con los obtenidos con autores como Chen L et.al 71, los cuales enuncian que se ha tratado de unir a los silanos como agentes de acoplamiento de superficie con el BisGMA de los adhesivos, con el fin de disminuir un paso clínico en la reparación de las cerámicas a base de sílice después del

tratamiento con ácido fluorhídrico, generando enlaces Si-O-Si a través de una reacción de condensación. Sin embargo, el BisGMA inhibe la reacción de condensación entre el silanol (Si-OH) y el grupo OH del sustrato de la cerámica. Lo anterior debido a que durante la reacción de condensación, se libera una molécula de agua para formar los enlaces estables de siloxano (Si-O-Si), y el BisGMA vuelve lenta la evaporación de esas moléculas de agua, aumentando el ángulo de contacto y disminuyendo las características de los agentes de acoplamiento de superficie. En nuestro caso, un parámetro importante es que el sistema adhesivo contiene moléculas de BisGMA y es necesario describir que reacción tendría sobre superficies dentinales.

Secuencialmente, los resultados de la prueba de adhesión para la referencia con carbonato de calcio obtuvieron un promedio de 14,9307 MPa, con un rango desde 4,27728 hasta 24,1716, lo que indica que se mejoran las propiedades de adhesión, probablemente porque el calcio puede generar remineralización y deposición de iones de Ca+2 adentro de la malla de colágeno y los túbulos que conforman la capa híbrida, generando soporte, estructura y enriquecimiento al tejido dentinal que ha sido desmineralizado y que en algunos nanoespacios no alcanza a ser infiltrado por el sistema adhesivo.

Por lo anterior, es importante destacar que tanto el adhesivo como la dentina tienen terminales OH de hidroxilo, y los iones de Ca+2 tienen la posibilidad de actuar como un vínculo que une a través de los átomos de oxígeno el tejido dentinal y la resina, es decir, que el ión calcio actúa como puente de unión en las estructuras que conforman la capa híbrida.

Con respecto a estos resultados autores como Niu L et.al (58), describen en la literatura que el proceso de acondicionamiento ácido es otro motivo de desmineralización del tejido dentinal aparte de la caries, donde podemos encontrar que hay zonas de exposición del colágeno con una insuficiente infiltración de adhesivo que, sumado con las enzimas, la temperatura intraoral y las fuerzas funcionales, deterioran la interfase adhesiva.

Por lo anterior, la remineralización de la dentina desmineralizada no cubierta por el adhesivo ayuda al control de la estabilidad en la adhesión, incluso fosilizando las fibras colágenas para evitar que sean degradadas por las metaloproteinasas. De este modo, se han empleado diferentes estrategias para la remineralización de la interfase adhesiva; autores como Profeta AC et.al (57) proponen el uso de cementos con base de fosfato y calcio que son capaces de inducir remineralización en dentina cariada, como estrategia para tener iones de calcio ($Ca2+$), hidroxilo ($OH-$) y fosfato ($PO4-3$) adentro y debajo de la capa híbrida que interactúen con la dentina.

Se han usado con este fin cementos como el mineral trióxido agregado (MTA) con una actividad biológica destacada y los silicatos: silicato tricálcico, silicato dicálcico, aluminato tricálcico, silicato de sodio, hidróxido de aluminio, magnesio y carbonato junto con agua desionizada, que representan una inclusión de mineral terapéutico dentro de la capa híbrida con potencial bioactivo capaz de promover la remineralización y la formación de cristales que se convierten en sustrato para el adhesivo y por ende pueden aumentar la durabilidad de la interfase adhesiva. Igualmente, Gandolfia MG (72),

manifiestan que existen compuestos bioactivos a base de silicato de calcio capaces de generar una remineralización biomimética de la dentina al liberar iones que inducen la formación de apatita carbonatada, lo cual es potencialmente ventajoso en ciertas aplicaciones clínicas odontológicas.

Respecto al uso del hidróxido de calcio, Montero JC *et. al*(73), Enuncian que es uno de los principales apósitos del canal radicular utilizados en endodoncia. El hidróxido de calcio es biocompatible, tiene acción antimicrobiana y acción anti-inflamatoria, y activa la enzima fosfatasa alcalina, que induce la formación de tejido mineralizado y actúa en el proceso de reparación. Se clasifica químicamente como una base fuerte, y su asociación con un vehículo adecuado produce una pasta alcalina, cuyo éxito como un apósito en el canal de la raíz está relacionado con su disociación en iones de calcio e hidroxilo que tienen capacidad de difundirse en la dentina y permanecer en los tejidos. Igualmente, Pacios *et al (*74*),* también describe como el hidróxido de calcio ha sido ampliamente utilizado en endodoncia en la desinfección de los canales radiculares, en la inducción de calcificación y en la promoción de apexificación. Los autores describen que el hidróxido de calcio es un medicamento en polvo que puede mezclarse con diferentes vehículos que pueden influir en la disociación del hidróxido de calcio en iones (73). De esta manera, hay un aumento en la concentración de proteínas en dentina cuando se utiliza como vehículo la clorhexidina, la solución anestésica y el propilenglicol; un aumento en los niveles de hidroxiprolina en dentna cuando se utilizan soluciones de propilenglicol y monochlorophenol alcanforado y un aumento de fósforo en dentina cuando se utilizan vehículos como el propilenglicol y la clorhexidina.

Recientemente, AdebayoOA et.al (75), han reportado también, que los fosfopéptidos de caseína derivados de la leche, se pueden unir al fosfato de calcio amorfo formando pequeños grupos de caseína fosfopéptida y fosfato de calcio amorfo, estabilizando de este modo los fosfatos de calcio en solución.De manera, entonces que se puede remineralizar las superficies e impedir la desmineralización.Igualmente, se han propuesto para mejorar la resistencia de unión en dentina ya que podrían presentar disminución de la susceptibilidad a la caries secundaria y por ende mejoras en el comportamiento mecánico Dutra BC et.al(76).

Paralelamente, es importante resaltar que existen reportes de trabajos previos en donde se ha utilizado una solución de saturación de hidróxido de calcio en agua lechada de cal (77),como irrigador y desinfectante de cavidades ya que su alcalinidad no es compatible con la vida bacteriana.

Como consecuencia, se evidencia que esta solución es capaz de favorecer los valores de fuerza de adhesión, probablemente porque disminuye la permeabilidad dentinal y se distribuye en la interfase adhesiva uniéndose al oxigeno de los grupos polares de, lo cual aumentaría el área de superficie para la impregnación del adhesivo mejorando los valores de unión.

Por tanto, las investigaciones quedan abiertas para evaluar las soluciones de dimetildiclorosilano, junto con otras generaciones de adhesivos, otros tipos de sustratos como dentina tratada endodonticamente, otras concentraciones del reactivo, otros

derivados de calcio y sobretodo estandarizar las pruebas al uso del microcizallamiento, para obtener resultados más extrapolables a nivel clínico.

1.25 Evaluación de la microfiltración en la interfase adhesiva

En cuanto a los resultados de las pruebas de microfiltración, tenemos en el grupo convencional un promedio de 1491,4µm , en el grupo de dimetildiclorosilano al 5% un promedio de 2569,29 µm,en el grupo de dimetildiclorosilano al 10% un promedio de 2471,6 µm y en el grupo factor de carbonato de calcio un promedio de 2041,35 µm, lo cual nos demuestra que ninguno de los sistemas usados evitó la microfiltración y que los promedios son muy similares con todos los tratamientos utilizados, siendo un poco más favorecidos los resultados promedios del grupo de adhesión convencional. De esta forma, los resultados de las pruebas de microfiltración, son compatibles con los bajos valores obtenidos en las pruebas de cizallamiento para los grupos de dimetildiclorosilano al 5 % y al 10 %.

Se consideran ciertos criterios, como el diseño de la preparación dental, el tipo de material restaurador, el tipo de material adhesivo, la técnica de obturación del material y la técnica de polimerización como aspectos determinantes en la adaptación marginal y por ende en la presencia y la evolución de la microfiltración. Dentro de los factores atribuidos a la microfiltración marginal se encuentran las características de la resistencia a los sustratos dentarios, las diferencias en los coeficientes de expansión térmica, el tipo de polimerización y la técnica de inserción del material compuesto de resina, siendo la técnica incremental oblicua la que evidencia mejor adaptación marginal, disminuye la contracción de polimerización y mejora algunos aspectos como la densidad, la adaptación, y la dureza de la resina (74)(78).

Esta microfiltración se mide en la literatura a través de técnicas diferentes. Una de las técnicas metodológicas más comúnmente utilizada implica la exposición de una muestra a una solución de colorante y posteriormente la visualización por microscopia de las secciones transversales en virtud a la penetración del tinte (75) (79).Secuencialmente, la medición de la penetración del tinte se hace mediante un corte lineal con limites anatómicos y una puntuación descrita de manera categórica, según Mubashir MB et. al (77).

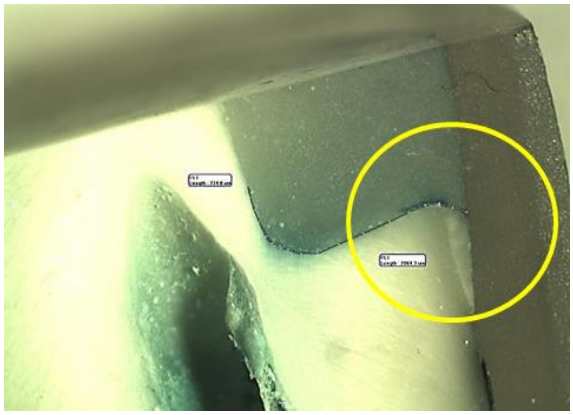
En el presente trabajo los resultados fueron producto de un aporte metodológico a través del cual, se involucraron dos cortes que generaron no dos porciones de la restauración y sus interfaces con el diente, sino cuatro que permitieron calcular simultaneamente utilizando medidas continuas en micras con ayuda de un espectrofotómetro, la filtración no solo de la pared gingival y axial sino además de la vestibular y lingual y de la axial en sentido transverso. Lo anterior nos amplió el panorama frente al origen y distribución de la microfiltración. Es así como puede ocurrir que en cualquier pared la microfiltración no

tenga directa relación en su origen marginal, si no que sea la consecuencia de extensiones de las paredes vecinas, como se evidenció en la pared axial.

De esta forma, en este estudio se tomaron medidas netas de la penetración del tinte en la interfase adhesiva, observando la pared axial vertical, la pared gingival, la pared axial horizontal, la pared vestibular y la pared palatina teniendo en cuenta que la distribución de la microfiltración es atípica y no lineal. Por tanto, no es suficiente con los valores de penetración del tinte en micras, sino que también fue importante hacer un análisis cualitativo, donde se evidenció que en la pared axial vertical es donde confluye la mayor cantidad del tinte, independientemente del origen, contrario a la literatura donde la pared que evidencia mayor cantidad de microfiltración es la pared gingival. Este análisis, se debe complementar, con la técnica de nanofiltración para evidenciar la difusión de iones o moléculas dentro de la capa híbrida.

Igualmente, es importante destacar que al realizar la cavidad el corte, no siempre es tan preciso en el ángulo cavo superficial gingival o vestibular, quedando islotes adamantinos sin soporte dentinario, que se rompen en forma de cuña por la dirección de los prismas y que además, pueden separarse del diente por la fuerza de contracción de polimerización y predisponer de esta manera a una mayor cantidad de microfiltración en la pared gingival.

Figura 5-8: Fractura de islotes adamantinos sin soporte dentinario



Fractura pared gingival

Fuente: Elaboración propia con base en análisis cualitativo de la microfiltración

Otro aspecto importante, es la variación en la forma y el tamaño de las coronas de los dientes usados, ya que todas las coronas son diferentes en altura y en espesor generando una variable que es aún más marcada al utilizar premolares inferiores para estas pruebas. Dichos premolares inferiores, tienen una forma más estrecha a nivel

gingival que hace una cavidad menos uniforme que en los premolares superiores. Por tanto, la cavidad se estandarizó a 2mm de la línea amelocementaria con el fin de tener una pared gingival con características histologicas similares al resto de la corona ya que más cerca de la línea amelocementaria, el esmalte es mucho más delgado y por ende, es más susceptible a la microfiltración y a la fractura (figura 5-8). Estas características, hacen que exista la necesidad de evaluar la microfiltración tanto a nivel cuantitativo como a nivel cualitativo, donde además de la forma de la cavidad, se hace importante la evaluación de la intensidad del azul de metileno en la interfase adhesiva.

De este modo el mecanismo de acción de los derivados de silicio como pretratamiento dentinal, hace referencia a que sustancias como el dimetildiclorosilano y sus productos de condensación sí tengan capacidad de penetración en el tejido dentinal, generando una interfase que es observable a través de microscopia electrónica, y que además por sus características, es capaz de alterar los valores de fuerza de unión y de microfiltración ya que esta interfase es una estructura más elástica y más porosa.

6. Conclusiones

- El pretratamiento dentinal con soluciones de dimetildiclorosilano genera la formación de una interfase de polisiloxano, capaz de penetrar en el tejido dentinal acondicionado.

- Los valores de adhesión en dentina obtenidos después de utilizar soluciones de dimetildiclorosilano como pretratamiento dentinal disminuyen proporcionalmente a la concentración de dimetildiclorosilano en solución, posiblemente porque la interfase formada es más elástica, lo cual baja la interacción inmediata al tejido. Se observaron valores de fuerza de adhesión mayores en las muestras manejadas con carbonato de calcio, lo cual es un aporte en odontología y una opción prometedora en el mejoramiento de las características adhesivas a través de la consolidación estructural de la interfase, lo q se convertiría en un proceso ventajoso, desde el punto de vista económico y practico.

- Los valores de la microfiltración se incrementaron al hacer pretratamiento dentinal con soluciones de dimetildiclorosilano al 5% y 10%, igualmente al usar soluciones de carbonato de calcio en etanol. Los diferentes tratamientos utilizados respecto al protocolo convencional son estadísticamente diferentes. Sin embargo, es importante considerar, que todas las muestras presentaron microfiltración y que los valores fueron cercanos entre tratamientos.

Bibliografía

1. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A,et al. J Review Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010;26: 100–121.

2.Pashley D, Tayb F, Breschic L, Tjäderhanee L, Carvalhof R, Carrilhog M, et al.State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater 2011; 27:1–16.

3. Kirsten L,Landuyt V, Snauwaert J, Munck J,Peumans M, Yoshida Y, et al.Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007; 28: 3757–3785.

4.Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M,Salo T, Derhane L. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. Arch Oral Biol 2007;52:121–127.

5.Zaslansky P, Zabler S, Fratzl P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: A phase-contrast microtomography study.Dent Mater 2010;26:1–10.

6. Ivancik J, Majd H, Bajaj D, Romberg E, Arola D. Contributions of aging to the fatigue crack growth resistance of human dentin.ActaBiomater 2012;8: 2737–2746.

7.Shrivastava S, AifantisKaterina E. Effects of cola drinks on the morphology and elastic modulus of dentin, Materials Letters 2011;65:2254–2256.

8.Elbaum R, Tal E, Perets AI, Oron D, Ziskind D, Silberberg Y,et al.Dentin micro-architecture using harmonic generation microscop. J Dent 2007; 35:150–155.

9.Arola D, Reprogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin, Biomaterials 2006;27:2131–2140.

10.Zaslansky P. Dentin. En: Fratzl Peter.Collagen: Structure and Mechanics.New York: Springer;2008. P 421-446.

11. Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, Armstrong S. Resin–dentin bond strength as related to different surface preparation methods.Dent 2007; 35:467–475.

12.Eldarrata A, Highb A, Kalec G. In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. J Denty 2004;32: 547–554.

13.Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J. Bonding to caries-affected dentin. Jpn Dent Sci Rev 2011;47:102-114.

14. Oliveiraa S,Pugacha M, HiltonbJ,Watanabea L, Marshalla S, Marshall G. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater 2003,19: 758–767.

15. Spencer P , Ye Q, Park J, Topp E M, Misra A, Marangos O et al. Adhesive/Dentin Interfase: The Weak Link in the Composite Restoration. Ann BiomedEng 2010; 38: 1989–2003.

16. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De MunckJ,VanLanduyt KL.State of the art of self-etch adhesives.Dent Mater 2011; 27:17–28.

17.Farge P, Alderete L, Ramos SMM. Dentin wetting by three adhesive systems: Influence of etching time, temperature and relative humidity. J Dent 2010;38: 698 – 706.

18. 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.

19.Brajdie D, Krznaric O M, Azinovic Z, Macan D, Baranovic M. Influence of Different Etching Times on Dentin Surface Morphology. CoU.Antropol 2008;32: 893-900.

20. ShellisRP,Curtis AR. A minimally destructive technique for removing the smear layer from dentine surfaces.J Dent 2010; 38: 941 – 944.

21. Ramos SMM, Alderete L, Farge P. Dentinal tubules driven wetting of dentin: Cassie-Baxter Modelling. Eur. Phys. J 2009; 30:187–195.

22.Miyazaki M, Tsubota K, TakamizawaT,Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Factors affecting the in vitro performance of dentin-bonding systems. Jpn Dent Sci Rev 2012; 48: 53—60.

23. Spencer P , Ye Q, Park J, Topp E M, Misra A, Marangos O, et al. Adhesive/Dentin Interfase: The Weak Link in the Composite Restoration. Ann Biomed Eng 2010; 38:1989–2003.

24.Wang Y, Yao X. Morphological/chemical imaging of demineralized dentin layer in its natural, wet state.Dent Mater 2010; 26:433–442.

25.FawzyAmr S. Variations in collagen fibrils network structure and surface dehydration of acid demineralized intertubular dentin: Effect of dentin depth and air-exposure time.Dent Mater; 2010; 26: 35–43.

26.Langer A, Ilie.Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems.Clin Oral Invest 2012; February; DOI 10.1007/s00784-012-0694-4.

27.Reis Ab, Cardoso Pa, Cardoso Vieira L C, Baratieri L N, Miranda Grand R H, Loguercio A. Effect of prolonged application times on the durability of resin–dentin bonds.DentMater ;2008; 24: 639–644.

28.Proenc J, Polido M, Osorio E, Erhardt M G, Aguilera F, Garcı´a-Godoy Fc, et al.Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems.Dent Mater; 2007; 23:1542–1548.

29.Erhardt MCG, Osorio R, Toledano M.Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. J Dent 2008; 36: 1068 – 1073.

30.Fang M, Liu R, Xiao Y, Li F, Wang D, Hou R, et al.Biomodification to dentin by a natural crosslinker improved the resin–dentin bonds. J Dent 2012; 40: 458– 466.

31.Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H, A review: Biodegradation of resin—dentin bonds.Jpn Dent Sci Rev2011; 47 (5—12).

32.Carrilho M R, Carvalhoc R, Sousae E N, Nicolaue J, Breschif L, Mazzonih A. Substantivity of chlorhexidine to human dentin. Dent Mater 2010;26: 779–785.

33.Wang D, Zhang L, Fanb J, Li F, Ma Ke-qiang, Wangc P, et al. Matrix metalloproteinases in human sclerotic dentine of attrited molars. Arch Oral Biol 2012; 57: 1307–1312.

34.Kim J, Uchiyama T, Carrilho M, Agee K A, Mazzon A, Breschi L, et al.Chlorhexidine binding to mineralized versus demineralized dentin powder.Dent Mater 2010;26:771–778.

35.Perdigão J.Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment.Dent Mater 2010; 26:24–37.

36.Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, derhane L.The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro.J Dent 2009; 37:807–812.

37.Hegde M, Bhide S.Nanoleakage phenomenon on deproteinized human dentin—an in vitro study.Indian J Dent 2012; 3.

38.Correr G M,Bruschi A R C, Grando M F,Sanches Borges A F, Puppin-Rontani R M. Effect of sodium hypochlorite on primary dentin—A scanning electron microscopy (SEM) evaluation. J Dent 2006; 34: 454–459.

39.Zhang K, Tay F R, Kim Y K, Mitchell J K, Kim Jong Ryul ,Carrilho Marcela, et al.The effect of initial irrigation with two different sodium hypochlorite concentrations on the erosion of instrumented radicular dentin.Dent Mater 2010; 26: 514–523.

40.MioriPascon F, RosamiliaKantovitz K, Almada Sacramento P, Nobre-dos-Santos M, Puppin-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties.A review.JDent 2009;37: 903 – 908.

41. Kaya S, Yig˘it-Özer S, Adigüzel , Diyarbakir, Turkey. Evaluation of radicular dentin erosion and smear layer removal capacity of Self-Adjusting File using different concentrations of sodium hypochlorite as an initial irrigant. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod 2011; 112:524-530

42.Prasansuttiporn T, Nakajima M, Kunawarote S, Foxton R M, Tagami J. Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin.Dent Mater 2011;27: 229–234.

43.ErhardtM C , Osorio R, Toledano M. Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. J Dent 2008;36: 1068 – 1073.

44.Sauro S, Toledano M, Sánchez AF, Mannocci F, Pashley DH, TayFranklin R, et al. Resin–dentin bonds to EDTA-treated vs. acid-etched dentin using ethanol wet-bonding.Dent Mater 2010; 26; 368–379.

45.Guentsch A, Seidler K, Nietzsche S, Hefti A F, Preshaw P M, Watts D C, et al. Biomimetic mineralization: Long-term observations in patients with dentin sensitivity. Dent Mater 2012; 28: 457–464.

46.Ishihata H, Kanehira M, Finger Werner J, Shimauchi H, Komatsu M. Effects of applying glutaraldehyde-containing desensitizer formulations on reducing dentin permeability. Journal of Dental Sciences 2012; 7: 105-110.

47.Green B, Yao X, Ganguly A, Xu C, Dusevich V, Walker M P,et al.Grape seed proanthocyanidins increase collagen biodegradation resistance in the dentin/adhesive interfase when included in an adhesive.J Dent 2010; 38: 908 – 915.

48. Xie Q, Bedran-Russo A K, Wu C D.In vitro remineralization effects of grape seed extract on artificial root caries.J Dent 2008; 36: 900–906.

49. Russo Bedran A K B, Castellan C S, Shinohara M S, Hassan L, Antunes A. Characterization of biomodified dentin matrices for potential preventive and reparative therapies. ActaBiomaterialia 2011; 7: 1735–1741.

50.Epasinghe DJ, Yiu CKY, Burrow MF, Tay FR, King NM.Effect of proanthocyanidin incorporation into dental adhesive resin on resin–dentine bond strength.J Dent 2012; 40: 173– 180.

51.Liu Y, Wang Y. Effect of proanthocyanidins and photo-initiators on photo-polymerization of a dental adhesive. J Dent2013; 41:71–79.

52.Castellan CaS, Pereira Nobrega P, Miranda Grande RH, Bedran-RussoA K.Mechanical characterization of proanthocyanidin–dentin matrix interaction. Dent Mater 2010; 26: 968–973.

53.TezvergilMutluay A, Agee KA, Hoshika T, Tay FR, Pashley David H.The inhibitory effect of polyvinylphosphonic acid on functional matrix metalloproteinase activities in human demineralized dentin.Acta Biomaterialia 2010; 6:4136–4142.

54. Kima Y K, Gub L, Bryanc T E, Kimd J R, CheneL ,Liuf Y, et al. Mineralisation of reconstituted collagen using polyvinylphosphonic acid/polyacrylic acid templating matrix protein analogues in the presence of calcium, phosphate and hydroxyl ions. Biomaterials 2010; 31: 6618 -6627.

55.Fawzya AS, Nitisusanta L I, Iqbalb K, Daooda U, Neo J.Chitosan/Riboflavin-modified demineralized dentin as a potential substrate for bonding. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 2013; 17:278–289.

56.Fawzya AS, Nitisusanta L I, Kulsum I, Umer D, Neo J. Riboflavin as a dentin crosslinking agent:Ultraviolet A versus blue light.Dent Mater 2012; 2 8: 1284–1291.

57.Melo MA, Cheng L, Zhang K, Weir MD,Hsia RC, Rodrigues LK, Xu HH, Novel dental adhesives containing nanoparticles of silver and amorphous calcium phosphate. Dent Mater 2013; 29: 199–210.

58. Profeta AC, Mannocci F, Foxton R, Watson TF, Feitosa VP, De Carlo B,et al. Mongiorgi R, Valdré G, SauroS.Experimental etch-and-rinse adhesives doped with bioactive calcium silicate-based micro-fillers to generate therapeutic resin–dentin interfases. Dent Mater 2013;29:729–741.

59.NiuL,ZhangW,PashleyD,BreschiL,MaoJ,ChenJ,TayF.Biomimeticremineralization of denitin.Dent Mater 2013; Available online 5 August 2013.

60.Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. Dent Mater 2012; 2 8: 467–477.

61. Eaborn C, organosilicon compounds, Butterworths, London 1960 ;(a) B.J.Aylett, organometallic compounds, Chapman and Hall,London,1979,vol1, part 2.

62. Summer L. H, Tyler L. J, J. Am. Chem. Soc. 1954- 76:1030-1033.

63. Armitage D.A. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds. En Abel Edward W, Stone F. Gordon A, Geoffrey Wilkinson. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds. Pergamon Press. University of London, England: 1982. vol 2, Pages 1–203.

64. Chen L , Shen H , Suh BI, Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers.J Prosthet Dent2013;110:402-407.

65. Armitage D.A. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds. En Abel Edward W, Stone F. Gordon A, Geoffrey Wilkinson. The synthesis, reactions and structures of organometallic compounds. Pergamon Press. University of London, England: 1982. vol 2, Pages 1–203.

66.Doyle M.P, West C.T, Silane Reductions in Acidic Media. IV. Reductions of Alkyl-Substituted Cyclohexanones by Mono-, Di-, and Trialkylsilanes. Stereochemistry of Alcohol and Ether Formation, J. Org. Chem 1975;40:3821-3829.

67. Chipperfield J.R, Prince R.H, J Chem Soc1963: 3567-3573. Ritter GW, Kenney ME. J. Organomet. Chem. 1978; 157: 75–79.

68. Ritter GW, Kenney ME. J. Organomet. Chem. 1978; 157: 75–79.

69. West R, Wilson L.S, Powell D.L, Basicity of siloxanes, alkoxysilanes and ethers toward hydrogen bonding. J Organomet, Chem 1979; 178: Pages 5–9.

70. Cotton FA, Wilkinson G,Química inorgánica avanzada.1ed, México: Editorial Limusa, S.A:2005.

71. Chen L , Shen H , Suh BI , Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. J Prosthet Dent. 2013; 5:402-7.

72.Gandolfi MG , Taddei P , Siboni F , Modena E , De Stefano ED , PratiC,Biomimetic remineralization of human dentin using promising innovativ e calcium-silicate hybrid "smart"materials. Dent Mater 2011; 27:1055-69.

73. Montero JC, MORIGG, Evaluación de la difusión de los iones de calcio hidróxido-propolis pegar a través de la dentina. Braz. res orales. [en línea]. 2012; 26:318-322.

74. Pacios MP, De la Casa ML, Bulacio MA, López ME. Calcium hydroxide's association with different vehicles: In vitro action on some dentinal components.Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 96 :96-101.

75.Adebayo OA , Madriguera MF , Tyas MJ . Resin–dentine interfacial morphology following CPP–ACP treatment. J Dent. 2010; 38: 96-105.

76.Dutra Bc , Souza Ej, Alves Da Costa G, Vieira De Assunçao, , Coelho Ma , Braz R,Japiassú Resende Montes Ma, Effect of dentin pre-treatment with a casein phosphopeptideamorphouscalcium phosphate (CPP-ACP) paste on dentin bondstrength in tridimensional cavities. Acta Odontologica Scandinavica, 2012; Early Online, 1–7.

77.Beltrán Flétscher AM, Prieto Ávila AE, Cárdenas Cañón JF, Efecto de dos desensibilizantes y tres antisépticos en la adhesión sobre dentina, estudio in Vitro. Universidad Nacional De Colombia, Bogotá 2002.

78. Fikret Yilmaz, Nihan Gonulol, Eda Guler , Engin Ersoz , Fatma Aytac, Effects of different light sources on microleakage of composite resins with different monomer structures. J Den . Disponible en línea 30 de mayo 2013.

79. Ramírez R. A, Setién V. J, Orellana N. G, García C, Microfiltración en cavidades clase II restauradas con resinas compuestas de baja contracción. Acta odontol. venez [online]. 2009;47: 131-139.