

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR



**FUERZA DE ADHESIÓN Y TIPO DE FALLA DE UN SISTEMA ADHESIVO
AUTOGRABADOR EN LA DESCEMENTACIÓN DE BRACKETS METÁLICOS,
SOMETIDOS A UN PROTOCOLO DE CICLAJE TÉRMICO**

AUTORES

ANGELICA BARON PARRA

MANELYS GARCIA RODRIGUEZ

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
AREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA 2014**

**FUERZA DE ADHESIÓN Y TIPO DE FALLA DE UN SISTEMA ADHESIVO
AUTOGRABADOR EN LA DESCEMENTACIÓN DE BRACKETS METÁLICOS,
SOMETIDOS A UN PROTOCOLO DE CICLAJE TÉRMICO.**

AUTORES

ANGELICA BARON PARRA.
MANELYS GARCIA RODRIGUEZ.

ASESOR CIENTÍFICO:

Dra. DIANA PACHECO
Especialista en Ortodoncia

ASESOR METODOLÓGICO:

Dra. DIANA PARRA GALVIS
Od. Esp. Epidemiología

ASESOR ESTADÍSTICO

CLARA LOPEZ DE MESA
Estadística Ms. Educación

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÀREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
BOGOTA, Noviembre de 2014**

El trabajo de grado **“Fuerza de adhesión y tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la descementación de brackets metálicos, sometidos a un protocolo de ciclaje térmico.”** elaborado por Angélica Barón Parra y Manelys García Rodríguez como requisito para optar por el título de especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar.

Dra. Diana Pacheco
Asesor científico

Clara López de Mesa
Asesor estadístico

Dra. Diana Parra
Asesora metodológica

Dra. Carmenza Macías Gutiérrez
Directora Centro de Investigaciones

Bogotá, Noviembre de 2014

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: **“Fuerza de adhesión y tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la descementación de brackets metálicos, sometidos a un protocolo de ciclaje térmico.”** Autores: Los Dres. Angélica Barón Parra, Manelys García Rodríguez y Diana Pacheco. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

DIANA PACHECO

C.C 51.949.966

ANGELICA BARON PARRA

C.C 52.348.449

MANELYS GARCIA RODRIGUEZ

C.E. 384.807

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo: Angélica Barón Parra, Manelys García Rodríguez y Diana Pacheco. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: **“Fuerza de adhesión y tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la descementación de brackets metálicos, sometidos a un protocolo de ciclaje térmico.”** Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

DIANA PACHECO

C.C 51.949.966

ANGELICA BARON PARRA

C.C 52.348.449

MANELYS GARCIA RODRIGUEZ

C.E 384.807

Bogotá, Noviembre de 2014

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: **“Fuerza de adhesión y tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la descementación de brackets metálicos, sometidos a un protocolo de ciclaje térmico.”** Presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar al título de Ortodoncia y Ortopedia Maxilar; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

DIANA PACHECO

C.C 51.949.966

ANGELICA BARON PARRA

C.C 52.348.449

MANELYS GARCIA RODRIGUEZ

C.E 384.807

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: **Fuerza de adhesión y tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la descementación de brackets metálicos, sometidos a un protocolo de ciclaje térmico.”**

AUTORES: Angélica Barón Parra, Manelys García Rodríguez.

ASESOR CIENTÍFICO: Dra. Diana Pacheco.

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Diana Parra.

ASESOR ESTADÍSTICO: Clara López de Mesa.

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Ortodoncia y Ortopedia Maxilar

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Adhesivo auto grabador- termociclaje- resistencia al cizallamiento- tipo de falla adhesiva.

CONTENIDO

	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÒRICO-CIENTÌFICOS	10
1.1 Planteamiento del problema.	10
1.2 Pregunta de investigación.	12
1.3 Justificación.	12
1.4 Propósito.	13
1.5 Marco teórico.	14
1.5.1 El esmalte dental.	14
1.5.2 Adhesión en odontología.	18
1.5.2.1 Generalidades.	18
1.5.2.2. Factores que influyen sobre la adhesión	19
1.5.2.3. Sistemas adhesivos	20
1.5.2.3.1 Requisitos de los sistemas adhesivos	21
1.5.3 Adhesión en ortodoncia	22
1.5.3.1. Fuerzas que afectan la adhesión en ortodoncia	23
1.5.3.2. Estudios de adhesión en ortodoncia	24

1.5.3.2.1. Estudios de adhesión in vitro	25
1.5.3.2.1.1. Pruebas de fuerzas ortodonticas en estudios de adhesión in vitro	25
1.5.3.2.1.2. Pruebas de simulación del medio oral con ciclaje térmico	29
1.5.3.2.2. Estudios de adhesión in vivo	34
1.5.3.2.3. Estudios de adhesión ex vivo	35
1.5.3.3. Sistemas adhesivos en ortodoncia	36
1.6 Objetivo	41
1.6.1 General	41
1.6.2 Objetivos específicos.	41
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	42
2.1 Tipo de estudio.	42
2.2 Objeto de estudio.	42
2.3 Unidad de observación	42
2.4 Muestra	42
2.5 Unidad de análisis	42
2.6 Material objeto de estudio	42

2.7 Criterios de inclusión.	42
2.8 Criterios de exclusión.	43
2.9 Tabla de variables.	43
2.10 Sesgos	43
2.11 Instrumento de recolección de datos	44
2.12 Procedimiento.	45
2.12.1 Selección de los dientes y procesamiento de la muestra.	45
2.12.2 Protocolo de almacenamiento de los premolares.	46
2.12.3 protocolo de procesamiento y Adecuación de los premolares para las pruebas de laboratorio.	46
2.12.4. Cementación de Brackets.	48
2.12.4.1. Calibración de los operadores.	48
2.12.4.2. Protocolo de cementación.	50
2.12.5. Pruebas de Laboratorio.	54
2.12.5.1. Prueba de resistencia a la descementación.	54

2.12.5.2. Prueba de ciclaje térmico.	55
2.12.5.3. Análisis con Estereomicroscopía.	55
2.13 Consideraciones Éticas.	56
2.14. Método Estadístico.	56
3. RESULTADOS.	57
4. DISCUSIÓN.	59
6. CONCLUSIONES.	63
5. RECOMENDACIONES.	64
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

1. ASPECTO TEÓRICO CIENTÍFICO.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Durante los últimos 50 años uno de los grandes desafíos que ha tenido la odontología ha sido la constante búsqueda de sistemas adhesivos que logren la adecuada unión (química ó mecánica) del adhesivo al sustrato dental. La adhesión en esmalte experimentó un avance desde que Buonocore propuso la utilización del grabado ácido por primera vez en 1955, revolucionando los protocolos adhesivos¹⁻³.

Aunque son muchos los factores que participan en la adhesión, el tipo de grabado está asociado directamente con el éxito de la permanencia del bracket en boca. Las primeras 24 horas después de cementado el bracket en el diente, son cruciales, ya que el contacto con saliva, fuerzas y temperaturas del medio oral puede ocasionar tipos de fallas que probablemente causen su descementación.⁴⁻⁶

La investigación de adhesión en ortodoncia se ha enfocado en la constante búsqueda de sistemas que garanticen la cementación del bracket por un largo tiempo, logrando que resista las diferentes fuerzas aplicadas durante la biomecánica ortodoncica o las que se generan durante la masticación del paciente. Así mismo es importante que el material adhesivo soporte los diferentes agentes térmicos y químicos de la cavidad oral.¹⁻⁶

El sistema adhesivo convencional para brackets, utiliza el protocolo de tres pasos (ácido ortofosforico-primer-adhesivo). Aunque el éxito de dicho protocolo está demostrado²⁻⁴; estudios in vitro han referenciado la aparición de grietas y fracturas en la superficie del esmalte posterior a su descementación, motivando el desarrollo de nuevos materiales acondicionadores de este tejido dental.⁵⁻⁷

Particularmente los SEP (self-etching - primer) adhesivos autograbantes, pertenecen a una generación de sistemas adhesivos que logran combinar tres elementos en un solo envase, permitiendo grabar y aplicar el adhesivo en un solo paso⁶⁻⁸⁻⁹. De esta forma se disminuye el patrón de desmineralización en la superficie del esmalte y el tiempo de trabajo del operador.⁸⁻⁹

También es importante también analizar el tipo de falla que estos adhesivos producen en el momento de la descementación con el fin de determinar su verdadero efecto sobre el esmalte dental. Los estudios In Vitro son muy comunes a la hora de aclarar el comportamiento clínico de algunos materiales dentales a mediano y largo plazo, simulando las condiciones orales.¹¹⁻¹³ Amaral y colaboradores¹² describen el Ciclaje Térmico como un procedimiento que se ha venido realizando casi rutinariamente en procesos de evaluación de materiales, realizando inmersiones en agua a temperaturas entre 5 °C y 50°C, con repeticiones que van desde 10 rps (revoluciones por segundos) a 50,000 rps, con diferentes tiempos de residencia y de transferencia, con el objetivo de simular los

cambios térmicos que se producen en la boca al comer, beber o respirar, y que pueden afectar el comportamiento de los materiales en la cavidad oral.¹¹⁻¹⁴

Es importante considerar la gama de factores que influyen en la adhesión de brackets metálicos a esmalte, la efectividad de la misma y la variedad de sistemas adhesivos que se encuentran en el mercado.

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION.

¿Cuál es la fuerza de adhesión y tipo de falla con un sistema adhesivo de autograbador al cementar por técnica directa brackets metálicos, simulando un año y medio de tratamiento ortodóncico?

1.3 JUSTIFICACIÓN.

Recientemente, se han introducido en el mercado sistema de primers auto-grabado (SEPs) como sustitutos para los sistemas que utilizan el grabado ácido convencional a esmalte. Estos sistemas adhesivos, simplifican los pasos clínicos, disminuyendo considerablemente el tiempo de atención al paciente.²⁻⁵

Aunque la literatura reporta éxito en la adhesión de brackets de los sistemas SEPS, también muestran que no existen muchos estudios que muestren su desempeño clínico in vitro e in vivo. Es fundamental que el ortodoncista cuente con un sistema adhesivo a esmalte rápido, eficaz, que asegure el mayor tiempo de permanencia del bracket en boca, resistente a fuerzas mecánicas intraorales y al medio oral, todo gracias a sus propiedades cementantes.

A pesar de que estos materiales son sometidos a múltiples pruebas, por sus correspondientes casas comerciales, para comprobar su eficiencia clínica; y la literatura reporta su éxito en la adhesión de brackets metálicos, también se ha encontrado que no existen muchos estudios que muestren su desempeño clínico in vitro e in vivo a largo plazo. Es fundamental que el ortodoncista cuente con un sistema adhesivo a esmalte rápido, eficaz, que asegure el mayor tiempo de permanencia del bracket en boca, resistente a fuerzas mecánicas intraorales y al medio oral, todo gracias a sus propiedades cementantes.

Por lo tanto es importante que el profesional cuente con fundamentos teóricos que le permitan poder decidir qué sistema adhesivo usar en su práctica clínica y que ventajas o desventajas de adhesión a esmalte pueden tener los sistemas adhesivos autograbadores SEPs.

1.4 PROPÓSITO:

La investigación busca establecer la fuerza a la descementación y el tipo de falla adhesiva de un sistema autograbador para la cementación de brackets metálicos, simulando un año y medio de tratamiento odontológico al someterlos a un protocolo de ciclaje térmico; para generar evidencia científica que permita a los ortodoncistas tener fundamentos para la crítica y adecuada selección del sistema adhesivo utilizado.

1.5 MARCO TEÓRICO.

1.5.1. EL ESMATE DENTAL.

El esmalte maduro de un diente humano funcional es el material más duro del cuerpo. Dicha dureza se debe principalmente a que está constituido químicamente por una matriz inorgánica en un 95%, una matriz orgánica tan solo en un 1-2% y por agua en el 3-5% restante. Es transparente y su tonalidad se debe al color de la dentina subyacente. Es un tejido brillante del diente que cubre la corona anatómica del diente.¹⁷

1.5.1.1 COMPONENTES ESTRUCTURALES DEL ESMALTE

Constituido principalmente de prismas hexagonales de hidroxapatita cálcica (96%), con una vaina de matriz orgánica (0,15 %) y agua. Es la capa mas externa cubre la porción coronaria del diente que reviste por fuera y protege a la dentina. Cuando la matriz es secretada por los ameloblastos, se forma una sustancia orgánica y se relaciona con la queratina, una vez mineralizados los cristales de hiodroxapatita crecen más y más invadiendo poco a poco la matriz hasta llegar a su composición final ya mencionada.¹⁷

El esmalte es translucido y a medida que aumenta más su mineralización los es aun mas. Tiende a ser muy quebradizo pero gracias a la dentina que se encuentra debajo amortigua y resiste las fuerzas masticatorias a las que se somete. Es de color blanquecino con matices amarillo gris.¹⁶⁻¹⁷

- **Matriz Orgánica**

El componente orgánico de mayor importancia es de naturaleza proteica y constituye un complejo sistema de multiagregados polipeptídicos. Entre estas proteínas se destacan: amelogeninas, enamelinas, ameloblastinas o amelinas, tuftelinas o esmalteinas y parvalbúminas. Además de estas proteínas específicas, en la matriz orgánica del esmalte también podemos encontrar proteínas séricas, enzimas y pequeñas cantidades de condroitín 4-sulfato, condroitín 6-sulfato y lípidos¹⁶

- **Matriz Inorgánica:**

Está constituida por sales minerales cálcicas básicamente de fosfato y carbonato. Estas sales muestran una disposición apatítica que responde, al igual que el hueso, la dentina y el cemento a la fórmula general $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$.¹⁶

Dichas sales se depositan en la matriz del esmalte, dando origen a un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de hidroxiapatita. Existen también otras sales minerales de calcio como carbonatos y sulfatos, y oligoelementos como potasio, magnesio, hierro, flúor, manganeso, cobre, etc. Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita, que es más resistente (menos soluble) a la acción de los ácidos. Las concentraciones más altas de flúor se localizan en las 50 μm más superficiales del esmalte.¹⁶

- **Estructura Histológica:**

La unidad estructural básica es “el prisma del esmalte”, que es una estructura compuesta por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas del esmalte forma el esmalte prismático que constituye la mayor parte de esta matriz extracelular mineralizada. En la periferia de la corona y en la unión amelodentinaria está el esmalte aprismático en el que la sustancia adamantina mineralizada no configura prismas.¹⁷

- **Prismas de Esmalte:** Estos tienen su origen en la unión de esmalte y dentina y van extendiéndose a lo ancho del esmalte hasta la superficie. De la mineralización de las fibras de la matriz del esmalte ocurre después que son depositadas por los ameloblastos, este proceso implica el depósito de cristales de apatita sobre la matriz, estos tienen primero forma de aguja y pronto crecen y toman forma hexagonal, después se unen una con otra para formar largas bandas. En los prismas los cristales más calcificados, los espacios entre los cristales son más pequeños y menos numerosos. En los prismas los cristales no se encuentran al azar, más bien están ordenados de manera definida. La mineralización del esmalte sucede en dos etapas las cuales son primaria y la segunda etapa de maduración. La unión del esmalte y la dentina es la parte que primero se calcifica y llega a tener el complemento mineral, la mineralización comienza en la parte incisal o cuspídea.¹⁷

1.5.1.2 PROPIEDADES FÍSICAS:

- **Dureza:**

Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rallada o a sufrir deformaciones motivadas por presiones. El esmalte presenta una dureza que corresponde a un cinco en la escala de Mohs y equivale a la apatita. La dureza del esmalte decrece desde la superficie hacia la unión amelodentinaria.¹⁶⁻¹⁸

- **Elasticidad:**

Es muy escasa pues depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posee. Por ello, el esmalte es un tejido frágil, con tendencia a macro y micro fracturas cuando no tiene un apoyo dentinario elástico.¹⁶⁻¹⁸

- **Color y Transparencia:**

El esmalte es translúcido y el color varía de un blanco amarillento a un blanco grisáceo, dependiendo de la estructura subyacente, es decir, de la dentina.¹⁶⁻¹⁸

- **Permeabilidad:**

Es extremadamente escasa. El esmalte puede actuar como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones presentes en el medio bucal.¹⁶

- **Radiopacidad:**

Es la oposición al paso de los rayos Roentgen. Es muy alta debido a su alto grado de mineralización. El esmalte es la estructura más radiopaca del organismo humano.¹⁶⁻¹⁸

1.5.2. ADHESIÓN EN ODONTOLOGÍA

1.5.2.1. GENERALIDADES

Se denominan “fuerzas de adhesión” a las que tienden a unir moléculas de sustancias diferentes. Las fuerzas que tienden a unir moléculas de la misma sustancia se llaman “fuerzas de cohesión”. La adhesión implica la existencia de atracciones interatómicas o intermoleculares, de carácter químico, que pueden ser de distintos tipos. Las atracciones interatómicas son de carácter fuerte y se basan en el juego de los electrones de las últimas capas de los átomos. Pueden ser iónicas, covalentes o metálicas. Las atracciones entre moléculas son de carácter más débil y se basan en la atracción entre cargas de distinto signo. Pueden ser de tipo fuerzas de Van der Waals, puentes de hidrógeno, fuerzas polares, quelación y fuerzas de dispersión.¹⁹⁻²⁰

Dos cuerpos pueden también unirse por medio de anclajes que fijan uno a otro a través de los efectos geométricos y estructurales entre los sustratos adherentes, es decir, por retenciones mecánicas, rozamiento o ambos.¹⁹⁻²⁰

En odontología se utiliza con frecuencia el término adhesión para referirnos a uniones de tipo mecánico, donde la unión se produce solamente por medio de microrretención, sin ninguna interacción química entre los sustratos. Ésta es, por ejemplo, la unión que se configura entre el esmalte grabado y la resina fluida.¹⁹⁻²⁰

1.5.2.2. FACTORES QUE INFLUYEN SOBRE LA ADHESIÓN.

La adhesión se deja influir por las características de los sustratos que se van a unir. Son determinantes las siguientes propiedades físicas:

- **Tensión superficial y Energía superficial.**

Todos los átomos que constituyen un cuerpo se encuentran atraídos y atraen a su vez a los átomos de alrededor por medio de fuerzas electrostáticas. La compensación de unas fuerzas con otras hace que el interior de la masa esté en equilibrio. Los átomos que quedan en la superficie, al estar rodeados por otros átomos solamente por un lado, quedan con fuerzas sin compensar y, por tanto, mantienen una energía no contrarrestada en la superficie. En los líquidos, esta energía se denomina tensión superficial, y en los sólidos, energía superficial. Para que haya adhesión entre un líquido y un sólido debe existir un íntimo contacto entre las dos superficies y, para ello, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido.¹⁹⁻²⁰

- **Humectancia.**

Se denomina humectancia a la capacidad de un líquido para mojar un sólido. Depende directamente de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma de gota, mientras que la energía superficial del sólido tiende a que se extienda.

A mayor humectancia, mayor capacidad de mojar, es decir, mayor capacidad de que el líquido se extienda por la superficie del sólido. La humectancia se valora

por medio de una gota de líquido colocada sobre el sólido, midiendo el ángulo de contacto que forma la tangente de la gota con la superficie del sólido. Cuanto mayor es ese ángulo, menos extendida está la gota y menor es la humectancia.¹⁹⁻

20

- **Capilaridad.**

Cuando un líquido se pone en contacto con un tubo de pequeño diámetro tiende a introducirse por él. Este fenómeno se denomina capilaridad y está directamente relacionado con la tensión superficial. Cuanto menor sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar. El esmalte tiene un alto contenido en materia inorgánica y muy poco contenido en agua, por lo que tiene una energía superficial alta. Cuando se le trata con un ácido se crean unas microporosidades que actúan como capilares. La resina que va a adherirse a las estructuras dentales tiene que tener una tensión superficial y unas características de humectancia, capilaridad y fluidez que favorezcan dicha unión.¹⁹⁻²⁰

1.5.2.3. SISTEMAS ADHESIVOS.

Es importante saber que las investigaciones y estudios sobre las técnicas adhesivas en esmalte y dentina, han ido avanzando con el tiempo. Esto hace que un sistema adhesivo de última generación, en cuestión de meses puede volverse obsoleto.¹⁹⁻²⁰

Un Sistema Adhesivo es el conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, que son: preparación

de la superficie del esmalte y de la dentina, adhesión química y/o micromecánica al esmalte y a la dentina y adhesión química al material restaurador.¹⁹⁻²⁰

1.5.2.3.1. REQUISITOS DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS.

Los requisitos más importantes que debe tener un material adhesivo según Vega del Barrio (1996) son:

- Capacidad reactiva al calcio y al colágeno para producir una adhesión química a los tejidos duros del diente.
- Tensión superficial adecuada para que humecte la superficie y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microrretenciones.
- Baja viscosidad para que fluya en el interior de estas microrretenciones.
- Hidrófilo, para que sea capaz de actuar en condiciones de humedad.
- Que sea capaz de experimentar una reacción de polimerización en presencia de oxígeno y agua, con mínimos cambios dimensionales y en un corto período de tiempo.
- Resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material.
- Resistencia adhesiva elevada, debiéndose adquirir esta resistencia en el mínimo período de tiempo posible.
- Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente.
- Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre la restauración o el material adherido.

- Que sea insoluble a los fluidos orales y que sea ácido-resistente.
- Bactericida y bacteriostático, para eliminar los posibles gérmenes que hayan quedado tras la preparación.
- Cariostáticos, mediante la liberación de flúor.
- Biocompatible.
- Fácil de manipular.

Pero cabe resaltar que esta lista de propiedades ideales, no la tiene completa ningún sistema adhesivo en la actualidad.¹⁹⁻²⁰

1.5.3. ADHESIÓN EN ORTODONCIA

La adhesión al esmalte ha sido un tema de constante investigación en ortodoncia debido a la importancia biomecánica de la retención del bracket, ya que el adhesivo es el agente de unión entre este y el sustrato dental ²¹

Muchos factores afectan la retención de los brackets, además es necesario un esmalte en buenas condiciones para conseguir una buena retención. La pérdida de los brackets es uno de las situaciones más indeseables en un tratamiento ortodóncico, sus consecuencias implican retraso y aumento del tiempo del tratamiento, además que genera costos adicionales de materiales. Por lo tanto existe la necesidad de la investigación para encontrar un sistema adhesivo ortodóncico que sea lo suficientemente fuerte para mantener los brackets, soportar las fuerzas masticatorias, resistir los agentes químicos y térmicos de la cavidad oral y permitir una descementación fácil y que no afecte el esmalte dental.

En general, las cualidades de los sistemas adhesivos en ortodoncia han ido mejorando, cuando se anuncia un nuevo material, los valores de fuerza adhesiva del material son los más importantes de determinar, por lo que la medición in vitro de las fuerzas de descementado juegan un papel importante en la caracterización del potencial adhesivo de los nuevos sistemas.²²

1.5.3.1. FUERZAS QUE AFECTAN LA ADHESION EN ORTODONCIA

Los movimientos en ortodoncia, son consecuencia gracias a la aplicación de vectores físicos denominados fuerzas, las más aplicadas son: Tensión, compresión, torsión y de cizallamiento o desplazamiento. Sin embargo los movimientos ortodóncicos como rotación, translación, intrusión, extrusión y torque, son consecuencia de la acción de dos o más tipos de fuerza en la boca del paciente, por lo cual es importante que entre bracket- esmalte y diente exista una adecuada fuerza de unión, para que los dientes transmitan al ligamento periodontal y al hueso alveolar la fuerzas ideales para lograr el mecanismo biológico del movimiento dental.²¹

- **Tensión**

Se define como el vector físico que sometido un cuerpo o estructura trata de estirarlo o expandirlo tratando d modificar o alterar su posición. En la biomecánica ortodoncica, las fuerzas de tensión aplicadas a los dientes, estiran las fibras dl ligamento periodontal, provocando una remodelación del hueso alveolar.²¹

- **Compresión**

Es el vector físico que aplicado a un cuerpo trata de oprimirlo, tratando de reducir su volumen o modificar su posición. Esta fuerza genera compresión del ligamento, favoreciendo también la remodelación del hueso alveolar.²¹

- **Torsión**

Se definen como los vectores físicos que tratan de girar un cuerpo, tratando de girarlos parcial o totalmente sobre un punto fijo. En ortodoncia este tipo de fuerza interviene en los movimientos de rotación.²¹

- **Desplazamiento o cizallamiento**

Es definido como un grupo de vectores físicos que aplicados a un cuerpo tratan de cortarlo o desplazarlo en sentido vertical. En ortodoncia este tipo de fuerza es aplicado a los dientes (mediante dos fuerzas de compresión), para provocar su desplazamiento en sentido de su eje axial. Es la fuerza aplicada a los dientes para provocar movimientos de intrusión, extrusión. Es importante conocer que los brackets están constantemente sometidos a este tipo de fuerza durante la función masticatoria del paciente y es la fuerza que se ejerce durante el proceso de descementación del brackets en la práctica clínica.²¹

1.4.3.2. ESTUDIOS DE ADHESION EN ORTODONCIA

En general, los estudios de adhesión en ortodoncia pueden clasificarse en tres grandes grupos, de acuerdo al medio donde se llevan a cabo: estudios in vitro, estudios in vivo y estudio ex vivo.

1.5.3.2.1. ESTUDIO DE ADHESION IN VITRO

La mayoría de los estudios de adhesión se realizan in vitro, ya que es relativamente más fácil llevar a cabo las pruebas, y si están bien diseñados se pueden controlar las variables. El principal inconveniente radica en que no es posible reproducir las condiciones in vivo como la saliva, los ácidos, las fuerzas masticatorias, el manejo por el paciente, el estrés provocado por los arcos, la presencia de los microorganismos orales y sus productos, así como los cambios de la temperatura ^{21,24,-26}

1.5.3.2.1.1 PRUEBAS DE FUERZAS ORTODONTICAS EN ESTUDIOS DE ADHESION IN VITRO

Los materiales ortodóncicos pueden estar sometidos básicamente a tres tipos de fuerzas o cargas, la tensión, la compresión y la fuerza de cizalla. Las pruebas de fuerza adhesiva se han diseñado para fuerzas de cizalla, debido a que simulan el descementado que ocurre durante el tratamiento de ortodoncia. ²² Las fuerzas de tensión o compresión han sido consideradas por muchos investigadores como poco relevantes y carentes de interés por no ajustarse a lo que sucede en la práctica clínica ^{21,23}

Existen básicamente dos tipos de máquinas para realizar las pruebas: Las de “screw-driven”, desarrolladas originalmente por Instron Corporation, Canton, MA, USA; y las de “servohydraulic”, diseñadas por MTS Systems Corporation, St Paul, MN, USA ²¹⁻²³

Se han realizado varias revisiones bibliográficas de artículos científicos ^{21,24-25} en los que midieron in vitro las fuerzas de adhesión de brackets con el fin de evaluar los materiales y métodos empleados por los diferentes autores, así como la validez de los mismos, encontrando grandes diferencias en la metodología, por lo que la comparación no pudo ser homogénea. Dentro de las variables que pueden afectar los resultados de fuerza adhesiva son el tipo de diente, la concentración de flúor, la desinfección y medio de mantenimiento del diente tras la extracción, el tiempo transcurrido desde el cementado hasta el descementado, e tipo de carga aplicada (cizalla, tensión o compresión), velocidad de cabeza motora, el área de la base del brackets, el análisis estadístico, etc . ²³⁻²⁵

Principalmente las pruebas in vitro miden la fuerza de descementado, la fuerza de adhesión a cizallamiento y la falla adhesiva. ²⁵

- **Fuerza de descementación**

Esta generalmente se reporta en la literatura en unidades (N) Newtons, kilogramos (Kg) o libras (Lb). Si el promedio de fuerza transmitida al bracket durante la masticación es entre 40 y 120 N , es deseable que el nivel de adherencia del bracket al esmalte requiera una fuerza mayor a 120 N (12.2 kg o 5.6 lb) para causar descementación. Este reporte de fuerza para la falla en la adhesión puede ser engañosa si hay diferencias substanciales en las áreas de adhesión de los brackets probados. Para comparar adecuadamente brackets de bases con diferentes formas, es necesario para determinar la resistencia de la unión, denominada en la literatura *bond strength*. ²⁵

- **Resistencia de unión**

La resistencia de unión, la cual es la fuerza de descementación dividida por el área de la interfase adhesión, es comúnmente reportada en la literatura. Publicaciones muestran la resistencia de unión en (MPa), kilogramos sobre centímetro cuadrado (kg/cm). Si un bracket típico tiene un área de cementado de 16 mm² y la fuerza de descementación es 120 N, la resistencia de unión sería 7,5 N/mm² o 75 MPa.²⁵

Un sistema adhesivo a brackets debe ser capaz de soportar una tensión de al menos de 6- 8 MPa. Para mejorar la retención se puede establecer un área de unión más grande o un micrograbado tanto de la superficie de esmalte o de la malla del bracket.²⁵

- **Tipo de falla adhesiva**

En ortodoncia existen 3 interfases adhesivas: esmalte adhesivo, adhesivo – adhesivo y adhesivo- bracket. El lugar donde ocurre el descementado proporciona información importante de la calidad de la adhesión en cada una de ellas. El material de adhesión ideal en ortodoncia es aquel en el que se produzca una falla a la descementación en la interfase esmalte- adhesivo, ya que se disminuye el riesgo de erosionar el esmalte durante el procedimiento de limpieza del adhesivo, como el tiempo de sillón necesario para su remoción ²⁷. En cambio para evitar fracturas del esmalte lo ideal sería que se produjera entre el adhesivo y el bracket

Podemos determinar una falla adhesiva la que ocurre entre el material de adhesivo y el diente o entre el material de adhesión y el bracket, y unas cohesivas la que se puede dar dentro del diente, dentro del material de adhesión o dentro del bracket²²

En los estudios de adhesión de brackets, el dato que más nos interesa en la práctica clínica es el adhesivo remanente que permanece en el diente tras el descementado, pues cuanto menos adhesivo quede en el diente, menos riesgo de lesionar el esmalte durante su eliminación y menos tiempo debe emplear el profesional con el paciente.

Desafortunadamente tampoco existe un método estandarizado para la cuantificación del adhesivo remanente. Un método de evaluación clásico es el determinar de manera visual utilizando el Índice de Adhesivo Remanente (ARI), propuesta por Artun y Bergland en 1984.²⁹ Este establece las siguientes puntuaciones, 0: no existe adhesivo remanente sobre la superficie del diente, 1: permanece sobre el diente la mitad del adhesivo, 2 : más de la mitad del adhesivo remanente se observa sobre el diente y 3 : todo el adhesivo ha quedado en el diente.²⁹

Diferentes autores han realizado modificaciones del este índice. Summners y colaboradores en 2004³⁰ y otros han realizado una modificación del ARI, dando una puntuación de 5 cuando no se observa adhesivo sobre el esmalte, 4: cuando existía menos del 10 % sobre el esmalte, 3: más del 10% pero menos del 90% del

adhesivo quedaba sobre el esmalte, 2 : más del 90% del adhesivo sobre el esmalte y 1 : cuando todo el material de adhesión se encuentra en el esmalte.³⁰

Otra clasificación usada en la literatura científica es la la propuesta por el Medical College of Georgia' quienes describen las cinco posibles opciones en las cuales se pueden presentar en la interfase bracket- esmalte:³¹⁻³²

- RB: resina-*bracket* (adhesiva).
- RR: resina-resina (cohesiva).
- AE: adhesivo-esmalte (adhesiva).
- EE: esmalte-esmalte (cohesiva).
- ED: esmalte-dentina (adhesiva).

1.5.3.2.1.2 PRUEBA DE SIMULACIÓN DEL MEDIO ORAL CON CICLAJE TÉRMICO.

Los adhesivos en ortodoncia están expuestos rutinariamente a las variaciones de la temperatura en la cavidad oral. La temperatura y velocidad del aire, la humedad al respirar también puede alterar la temperatura de la cavidad oral. Aunque estas variaciones son erráticas y difíciles de anticipar con la prueba, son importantes para determinar si se introducen tensiones en el material que puedan influir en su fuerza de adhesión¹³. Por lo tanto, Bishara y colaboradores han sugerido que el ciclo térmico debe ser parte del protocolo de pruebas de nuevos adhesivos²⁻³. Se puede definir el ciclaje térmico como el proceso in vitro a través de que la resina adhesiva y el diente son sometido a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral .³³

Aunque la Organización Internacional para estandarización ha proporcionado criterios a seguir en protocolos de termociclado para muestras en los estudios de unión adhesiva, se ha producido una falta de consistencia en la metodología y estandarización de la prueba.³⁴

Es importante tener en cuenta que la resistencia al cizallamiento (SBS) no sólo debe ser lo suficientemente alta como para resistir la fuerzas durante el curso del tratamiento de ortodoncia pero también lo suficientemente baja para permitir la eliminación de la soporte y sin ningún tipo de complicaciones a finales de tratamiento de ortodoncia, por lo tanto debido al hecho de que los adhesivos de ortodoncia están expuestos rutinariamente a los cambios térmicos en la cavidad oral, es de suma importancia para establecer si estos cambios introducen estrés en el adhesivo que podría afectar a la fuerza de unión. Por lo tanto, cualquier nueva adhesivo debe ser probado, tanto a las 24 horas de almacenamiento en agua y después de los ciclos térmicos .¹³

Gale y Darvell señalaron a la falta de acuerdo y la normalización entre los diversos estudios de termociclado¹¹. Diferentes regímenes de termociclado fueron utilizados en los estudios in vitro . La principal diferencia entre estos estudios fue en el número de térmica ciclos (500, 750, 1.500, 2.500, 6.000 y 10.000). Al mismo tiempo, las temperaturas extremas eran diferentes. Los puntos de baja temperatura fueron de 5 ° C o 10 ° C, y los puntos de alta temperatura fueron 45 ° C, 50 ° C, o 55 ° C.^{13-14,37-38}

En una revisión sistemática se encontraron diferentes rangos de temperatura. El punto promedio de baja temperatura fue de 6.68°C y el punto promedio de temperatura mas fue de 55°C . La mayoría de los reportes citados utilizan sólo puntos de temperatura caliente y fría, pero 27 estudios también utilizaron una temperatura intermedia de 37.8 °C. El número de ciclos usado varia de 1 a 1000000. En cuanto a los tiempos de permanencia de la muestra en la inmersión de agua, se encontraron valores de 53 s, como promedio. A veces, un tiempo de permanencia más largo (por ejemplo, 23 s) se usó con una temperatura intermedia de 37°C. y un tiempo de permanencia más corto (por ejemplo, 4 s) para la temperaturas extremas, presumiblemente en un intento de imitar horarios esperados de la cavidad oral. En casi todos los informes, no hay razón para la elección de la temperatura y condiciones de tiempo.^{13-14,37-38}

Arici y Arici encontraron una reducción de 11.1% y 26.5% en la fuerza de unión después de 200 y 20000 ciclos térmicos, respectivamente, para un ionómero de vidrio modificado con resina y una 5,7% y 17,9% de reducción para una resina compuesta³⁶. Bishara y colaboradores encontraron una disminución del 80% en la fuerza de unión de un adhesivo de cianoacrilato de ortodoncia después de termociclado²⁻³. También se ha reportado que no hay diferencias estadísticamente significativas de SBS entre el cementado directo convencional y la técnica de cementado indirecto después de termociclado¹³.

Klockowski y colaboradores 16 observaron una disminución significativa en la resistencia de la unión después de termociclado utilizando brackets en

condiciones de servidumbre con tres diferentes cementos y un material de resina autopolimerizable.³⁶

Estas grandes variaciones entre el protocolos de termociclado llevaron la Internacional Organización para la Estandarización (ISO 11405 / TR: 1994) para proporcionar criterios específicos para la realización de dichas pruebas para que los investigadores y la industria para interpretar y comparar los resultados , que indica que comprende un régimen de termociclado 500 ciclos en agua entre 5 y 55 ° C es una ensayo de envejecimiento artificial adecuada, y muchos estudios se han llevado a cabo a raíz de la norma ISO.³⁴

Muchos estudios en ortodoncia han utilizado diversos número de ciclos térmicos: aproximadamente 1.500 ciclos entre 10 y 50 ° C después de 3 meses de almacenamiento, 500 ciclos entre 5 y 55 ° C, 6000 ciclos entre 5 y 55 ° C, y 10,000 ciclos entre 5 y 55 ° C, dichos estudios concluyen que no hay mayores diferencias en la SBS después el aumento de los ciclos térmicos. La mayoría de la investigación en resistencia de la unión de materiales dentales es in vitro porque es difícil para exponer los materiales a y descargarlos desde el entorno oral sin interferir con el propio medio ambiente o el manejo individual de los pacientes.¹³⁻

14,37-38

Pruebas a las 24 horas son generalmente indicadas porque ha sido ampliamente reportada, y permiten la comparación con otros en estudios de fuerza de adhesión in vitro. Además, se espera que la polimerización sea completa en la final de las 24 h. Sin embargo, este período de tiempo de 24 horas no refleja la práctica clínica de ortodoncia, en que el arco de alambre se coloca generalmente después de cementar el bracket .^{13-14,37-38}

Investigación de los efectos de los protocolos del ciclaje térmico

Varios aspectos de un protocolo de ciclaje térmico han sido probados en estudios experimentales. Generalmente se comparan muestras tratadas o no con ciclaje térmico, o comparan diferentes rangos de temperatura o de ciclos térmicos¹¹. Gage y Clarke utiliza una saliva artificial durante el ciclo térmico. Muchos de los estudios revisados muestran que no tienen en cuenta una justificación aparente para determinar su protocolo, y no refieren referencias de mediciones in vivo para establecer sus rangos de temperatura³⁹. Pocos informes reportan que se basan en anteriores mediciones in vivo⁴⁰⁻⁴¹.

En cuanto a la medición de la SBS, las investigaciones también difieren. Algunos han informado cada vez mayor de una solo ciclo térmico, mientras que otros han demostrado que la integridad de la interfase adhesiva se reduce al aumentar el número de ciclos. Sin embargo, otros trabajos no han mostrado aumento significativo de disminución de la SBS con el uso del ciclaje térmico o con el aumento del número de ciclos, mientras que una disminución de la SBS con el ciclaje. Asmussen encontraron poca diferencia entre tiempos de permanencia de 2 y 5 s, excepto después de 1000 ciclos, y informó ninguna diferencia significativa entre las muestras de su estudio con y sin ciclaje térmico.^{11, 13,37-39}

La marcada reducción en la SBS, encontrada en la literatura después de ciclos térmicos puede ser atribuida a las diferencias en el coeficiente de térmica expansión entre el adhesivo, soportes y esmalte que a su vez podría afectar negativamente a la adhesión de la resina al soporte y el diente.¹¹

El proceso de termociclado resultó en una significativa disminución de la SBS. Al evaluar la fuerza de unión estudios, es importante ser consciente de las tensiones que el medio ambiente intraoral induce con el tiempo³⁶

Tales resultados contradictorios son predecibles teniendo en cuenta que no hay autores que utilizan exactamente el mismo protocolo.¹¹⁻³⁶

Los protocolos de ciclaje térmico anteriormente referenciados, no cuentan con referencias de mediciones in vivo a pesar de la expectativa general que los métodos están fundamentadas en las publicaciones.^{13-14,37-38} Sin embargo esta reportado que se requiere de un protocolo de simulación para permitir la comparación y el comportamiento de materiales en la cavidad oral.^{13-14,37-38}

1.4.3.2.2. ESTUDIO DE ADHESION IN VIVO

En los estudios de adhesión in vivo no se evalúa la fuerza de descementado de los brackets sino la tasa de brackets caídos durante un tratamiento de ortodoncia, analizando el tipo de bracket, el lugar, la frecuencia de descementado.²²⁻²⁴

El diseño de estos trabajos suele ser de “boca partida”, donde las variables a evaluar por ejemplo diferentes sistemas adhesivos, tratamiento del esmalte previo al cementado, tipo de materiales del bracket, etc, se introducen en los diferentes cuadrantes de la boca, para evitar los sesgos derivados de cementar solo en dientes maxilares o mandibulares o solo en la parte izquierda o derecha, de manera que se cementan los brackets de los cuadrantes diagonalmente opuestos bajo las mismas condiciones (cuadrantes 1-3 y 2- 4)^{25,27,30}

Al ser estudios *in vivo* y realizarse durante el transcurso de un tratamiento de ortodoncia, los investigadores registran la información sobre el tipo de bracket, el arco inicial o secuencia de arcos y el tiempo del estudio en el que se analiza la supervivencia de los brackets. Es necesario que un comité ético que apruebe la investigación y que el paciente sea informado y se obtenga su consentimiento.²⁷⁻³⁰

Estudios *in vivo*, muy reducidos, miden la fuerza adhesiva de los brackets obteniendo un valor numérico. Utilizan unos alicates conectados a un dinamómetro digital portátil y se procede al descementado del bracket directamente en boca del paciente²⁷

Aunque los estudios *in vivo* puedan parecer los más apropiados para estudiar el comportamiento clínico de los adhesivos, tiene el inconveniente de que no es posible un control total del medio en el que se lleva a cabo el estudio y por tanto la estandarización es complicada.³¹ Este tipo de estudios son escasos en la literatura.

1.4.3.2.3 ESTUDIO DE ADHESION EX VIVO

Estos estudios consisten en procedimientos de análisis de elementos finitos para ver la distribución del estrés de los componentes del sistema esmalte- adhesivo- bracket.²³ Este método está basado en computadoras con las que simulan las fuerzas aplicadas. Se están realizando muchos esfuerzos en este campo para mejorar el método y para incluir más detalles y lograr mayor exactitud en las simulaciones.³²

1.4.3.3. SISTEMAS ADHESIVOS EN ORTODONCIA

El sistema de tres de pasos (grabado / primer / adhesivo) es el procedimiento clínico que tradicionalmente se ha utilizado durante años para unir con éxito los brackets en los dientes. Dado que la profundidad de la disolución del esmalte durante el proceso de grabado es de importancia clínica, el uso potencial de los acondicionadores de esmalte; diversas alternativas se han estudiado con el fin de mejorar el procedimiento de unión y minimizar la pérdida de esmalte, reduciendo el tiempo del sillón, manteniendo la fuerza de unión entre los brackets y el diente.²⁻⁴

En ortodoncia el uso de sistemas adhesivos convencionales que involucran 3 pasos que requieren de tiempo y un adecuado aislamiento que evite en contacto directo con la saliva o la humedad del medio oral. Los pasos involucrados en la unión del bracket ya sea a través de una técnica de cementación directa ó indirecta en las superficies vestibulares o linguales dentales son los siguientes:^{2,20,}

42-43

- Limpieza
- Acondicionamiento del esmalte (grabado ácido).
- Primer.
- Bonding.

Las propiedades del ácido fosfórico se habían mantenido desde su presentación inicial, teniendo como concentraciones ideales que van entre 30% y el 40% dando

como resultado una superficie más retentiva³⁻²⁰. Con la introducción de adhesivos que combinan tanto el ácido grabador y el primer / adhesivo, se habían llegado a eliminar uno de los pasos durante el procedimiento de unión mientras que se minimiza el cantidad de esmalte que generalmente se pierde durante el grabado convencional con ácido.²⁻⁴

El uso de sistemas adhesivo autograbantes (SEP) se ha incrementado de manera constante debido a sus ahorros de tiempo y una mayor simplicidad clínica; Sin embargo, los beneficios generales y desventajas potenciales y los daños no han sido evaluados sistemáticamente.⁴²⁻⁴³

Por esta razón se ha seguido avanzando para la racionalización del proceso, mejorar el rendimiento en un ambiente húmedo, y la mejora de la resistencia a la desmineralización. En los últimos años, ha habido un creciente interés en los sistemas de unión de 1 paso, que no se basan en la aplicación separada de material reactivo desmineralizante y un primer que sirva para la unión.⁴²

Las ventajas propuestas de los SEP incluyen la reducción de tiempo en la consulta, aunque esto se ve atenuado por el requisito de conseguir un acondicionamiento prudente en el esmalte y así reducir al mínimo el riesgo de fallas o fracturas. Sin embargo, aunque el rendimiento de los SEP ha sido comparado con las técnicas convencionales de grabado ácido (AE) en ensayos controlados aleatorios, la comparación de estas técnicas en el contexto de una revisión sistemática tiene no se ha llevado a cabo.^{20, 23,42} En ausencia de pruebas

claras a favor de uno u otro sistema, la elección de la modalidad de unión permanece ha elección de cada operador.²⁻²⁰

Los SEP requieren sólo de agua y aire de pulverización; el ingrediente activo es un éster de ácido fosfórico que se disuelve metacrilado de calcio de hidroxiapatita. En lugar de ser retirado con agua o aire, el calcio eliminado forma un complejo y es incorporado en la red de adhesión cuando el Sep se polimeriza, que es cuando el ácido se neutraliza.^{22, 42-43}

Tres mecanismos actúan para detener el proceso de grabado. En primer lugar, los grupos ácidos unidos al monómero son neutralizados mediante la formación de un complejo con calcio de hidroxiapatita. En segundo lugar, como el disolvente es expulsado durante la etapa de explosión en el aire, la viscosidad aumenta, y retrasa el transporte de grupos de ácido a la interfaz de esmalte. Por último, como el SEP se fotocura y el monómero se polimeriza.^{20, 42-43}

En la microscopía electrónica de barrido se encuentra una capa híbrida irregular pero suave, de 3 a 4 µm de espesor y la formación de la etiqueta irregular sin indentaciones, asociadas con aparentes prismas de esmalte o material del núcleo.

El grabado mínimo que se obtiene con los SEP's indica que en la mayoría de las uniones adhesivas, puede ser presentarse más un enlace químico con el calcio en el esmalte; que la unión mecánica que generalmente se logra con un sistema adhesivo convencional utilizando ácido fosfórico al 37%.^{20, 42-46}

Los SEP reflejan una resistencia al cizallamiento adecuada y con tasa de fracaso muy baja, aunque la utilización de los sistemas adhesivos convencionales

muestran diferencias significativas en cuanto al aumento de dicha fuerza, al decidir que tipo de grabado y sistema va utilizar, cada especialista debe sopesar las tasas de fracaso contra el ahorro de tiempo en la unión y la desunión del bracket.^{20-22,42}

- **SEP Transbond Plus 3M®**

El Primer de Autograbado Transbond™ PLUS SEP es considerado como un "todo en uno" en adhesivos de ortodoncia. Se caracteriza por proporcionar una química única y un sistema de dispensado individual, que permiten grabar y aplicar el adhesivo al esmalte en un solo paso. En tiempo de 3 a 5 segundos de aplicación aproximadamente.^{20,42-44,47}

Según sus fabricantes la Transbond™ PLUS SEP se compone de un material hidrofílico que se desempeña de igual forma en un ambiente húmedo o seco, evitando por lo tanto la contaminación por humedad en cualquier paso de la adhesión puede afectar a la fuerza de adhesión y provocar la caída de los brackets.²⁰⁻⁴⁸

Para la correcta aplicación y uso clínico del PLUS SEP los autores recomiendan la siguiente secuencia:

1. Seque la superficie del diente.

2. Aplique Transbond Plus.

- El paquete de un solo uso consta de tres compartimentos. El primer compartimento contiene esteres de ácido fosfórico metacrilato,

fotosensibilizadores, y estabilizadores. El segundo compartimiento contiene agua y fluoruro soluble. El tercer compartimiento contiene un microcepillo aplicador.

- Exprimir y plegar el primer compartimiento con el segundo, para activar el sistema. La mezcla del componente se expulsa al tercer compartimiento para mojar la punta del aplicador.
- Permanezca en la superficie del diente para evitar irritación gingival. Frotar a fondo por lo menos 3 segundos y siempre humedecer la superficie con nueva solución para asegurar la penetración monómero.
- La presencia de agua en la composición química de Transbond Plus puede requerir secado al aire, pero como el operador se mueve de un lado a otro, muchas veces el disolvente se evapora el y el secado ya no es necesario.

3. Posicione los brackets con resina Transbond XT (3M / Unitek) y fotocure.

Siguiendo estos pasos se garantiza que el sistema de un solo paso penetre en el esmalte para dar la unión química, disminuyendo el patrón de grabado y por lo tanto el daño de la superficie dental al momento de retirar el bracket.^{20, 42-43}

1.6. OBJETIVOS

1.6.1 GENERAL

- Establecer la fuerza de adhesión y el tipo de falla de un sistema adhesivo autograbador en la des cementación de brackets metálicos, simulando un año y medio de tratamiento.

1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar la fuerza de adhesión de brackets metálicos cementados con un sistema autograbador, con y sin un proceso de ciclaje térmico.
- Determinar el tipo de falla en la adhesión de brackets metálicos cementados con un sistema autograbador, con y sin un proceso de ciclaje térmico.

2. ASPECTO METODOLÓGICO.

2.1 TIPO DE ESTUDIO:

- Experimental In Vitro

2.2 OBJETO DE ESTUDIO:

- Fuerza de adhesión de brackets
- Tipo de falla de Brackets

2.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:

- Brackets.
- Dientes (esmalte dental).

2.4 MUESTRA:

- 60 dientes premolares humanos.

2.5 UNIDAD DE ANÁLISIS:

- Megapascuales
- Adhesiva, Cohesiva y Mixta.

2.6 MATERIAL DE OBJETO DE ESTUDIO:

- Dientes humanos extraídos recientemente con una superficie adamantina que cumpla los criterios de inclusión.

2.7 CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

- Dientes premolares permanentes.
- Premolares con esmalte sano.

- Características anatómicas normales.
- Dientes extraídos en no más de 2 meses.

2.8 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Dientes hipoplásicos, amelogénesis imperfecta, hipomineralizaciones , abrasiones, afracciones.
- Dientes con fracturas en esmalte.

2.9 TABLA DE VARIABLES:

VARIABLE	Operacionalización	Nivel	Escala	Relación	Unidad de medición
FUERZA ADHESIÓN	Mega Pascales	CUANTITATIVA	CONTINUA	DEPENDIENTE	Mega Pascales
TIPO DE FALLA	ADHESIVA COHESIVA MIXTA	Cuantitativa	CONTINUA	DEPENDIENTE	ADHESIVA COHESIVA MIXTA
CICLAJE TÉRMICO	0 ciclajes térmicos 5000 ciclos térmicos	Cualitativa	Nominal	INDEPENDIENTE	Rps

2.10 SESGOS

- Limpieza de las muestras por parte de las auxiliares, quienes recogieron los premolares post exodoncia en diferentes sedes, no siendo una única auxiliar para todas.
- Conservación de dientes en Cloramina T, aunque es un agente para mantener la humedad y es antibacterial, no es una sustancia que este en contacto previo de los dientes en la cavidad oral

- Uso de agua destilada para el protocolo de inmersión del ciclaje térmico, que aunque ha sido reportada en la literatura, en vez de saliva artificial la cual cumple más con los componentes de la saliva natural

2.11 INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Para el registro de datos del tipo de fuerza de la maquina Instron , se utilizo este formato de tabla que registra la fuerza medida en Newtons y en Mega Pascales.(Tabla 1)

Tabla 1. Registro de Máximo esfuerzo en cizalla

MUESTRA	MAXIMO ESFUERZO CIZALLA (MPa)	MAXIMO ESFUERZO CIZALLA (N)
1	6.145	219.608

Así mismo se empleó otro formato de tabal para registrar el tipo de falla adhesiva de cada grupo. (Tabla 2)

Tabla 2. Tipo de falla

RESULTADOS TIPO DE FALLA Grupo B : 30 PREMOLARES CON PROTOCOLO DE CICLAJE TÉRMICO 5.000 RPS				
DIENTE	ADHESIVAS-1		COHESIVAS-2	MIXTA-3
	ESMALTE	BRACKET		
1		XE		
2		XE		
3			X	
4			X	
5		XE		
6			X	

2.12 PROCEDIMIENTO.

2.12.1 SELECCIÓN DE LOS DIENTES Y PROCESAMIENTO DE LA MUESTRA

- El estudio se realizó en premolares extraídos por indicación terapéutica previa autorización de la Institución (Clínica Odontológica Dentisalud sede Colsubsidio).
- Se seleccionaron premolares humanos superiores que cumplieron los criterios de inclusión establecido, determinando el número final para la muestra (60 dientes). (figura 1)
- Se distribuyeron aleatoriamente de los 60 premolares, para ser conformar 2 grupos: Grupo A (30 premolares sin ciclaje térmico) , Grupo B (30 premolares, con ciclaje térmico).

Figura 1. Recolección de muestras.



2.12.2 PROTOCOLO DE ALMACENAMIENTO DE LOS PREMOLARES:

- Después de la exodoncia el diente se lavó con agua destilada retirando restos orgánicos con una cucharilla.
- Las muestras se almacenaron en un recipiente con una solución de Cloramina T al 0.5% para mantener la hidratación natural del esmalte y desinfectarlos.
- Este recipiente permaneció refrigerado a una temperatura de 3-5 ° C aproximadamente , hasta 24 horas antes de realizar el protocolo de cementación .
- Los dientes se retiraron de la Cloramina T al 0.5% y fueron sumergidos en agua destilada por 12 horas , luego se cambió el agua destilada manteniéndolo los dientes por las 12 horas restantes previas a la cementación.

2.12.3 PROTOCOLO DE PROCESAMIENTO Y ADECUACIÓN DE LOS PREMOLARES PARA LAS PRUEBAS DE LABORATORIO

- Se confeccionaron moldes negativos de silicona para lograr de cubos de resina acrílica autopolimerizables a una temperatura y humedad controlada ; que sirvieron de base para cada premolar (figura 2). Las medidas fueron establecidas según indicación del laboratorio para lograr su ajuste en el dispositivo de fuerza universal (Instron®).

Figura 2. Moldes de cubo en silicona.



- Se colocaron cada premolar en el cubo de resina acrílica en estado filamentoso, y se dejó polimerizar, teniendo en cuenta un rango de 3 mm de raíz expuesta para facilitar la medición de la corona clínica, en el protocolo de descementación. (Figura 3)

Figura 3. Colocación de premolar en cubo de acrílico



- Posteriormente todos los 60 premolares ubicados en sus cubos se almacenaron en el Histro bath para mantener condiciones de humedad adecuadas. (Figura 4)

Figura 4. Almacenamiento de muestras en Higro Bath.



2.12.4 CEMENTACIÓN DE BRACKETS

2.12.4.1 CALIBRACIÓN DE LOS OPERADORES PARA CEMENTACIÓN

- Con la ayuda de la asesora científica Dra. Diana Pacheco se realizó una prueba de habilidad para la cementación de brackets para determinar cuál de las investigadoras cuenta con más habilidad para la cementación. (Figura 5)

Figura 5. Prueba de Cementación.



- La prueba consistió en cementar 3 casos completos, estableciendo un sistema de puntuación de 0 a 5. (1= muy deficiente, 2= deficiente, 3= aceptable, 4=bueno y 5 = excelente).
- Los parámetros de puntaje fueron considerados como un máximo de 420 puntos en cementación de 84 dientes.
- La investigadora elegida realizó la cementación de los Brackets ABZIL 3M® colocados en el centro de la corona clínica.
- La cementación de los brackets se realizó con el sistema adhesivo autograbador de la casa 3M® SEP's plus según las instrucciones del fabricante.
- La polimerización de la resina se realizó con una lámpara tipo LED Gnatus, con una potencia de luz de: $\geq 1200\text{mW/cm}^2$ y una Longitud de Onda: 420 – 480nm, durante 30 seg a 10mm de distancia rodeando el bracket.

Resultado:

Investigador #1

Calificación	Ubicación del Bracket	Puntaje
1pts (muy deficiente)	-	0 pts
2 pts (deficiente)	-	0 pts
3 pts (aceptable)	40	120 pts
4 pts (bueno)	32	128 pts
5 pts (excelente)	12	60 pts
Total	-	308 pts

Investigador # 2

Calificación	Ubicación del Bracket	Puntaje
1pts (muy deficiente)	-	0 pts
2 pts (deficiente)	-	0 pts
3 pts (aceptable)	30	90 pts
4 pts (bueno)	40	160pts
5 pts (excelente)	14	70 pts
Total	-	320 pts

- De acuerdo a los puntajes se designó al Investigador # 2 para realizar la cementación de las muestras.

2.12.4.2 PROTOCOLO DE CEMENTACIÓN

- Se secó suavemente la superficie de esmalte con una jeringa triple
 - Se procede a la activación del autograbadador ®, según indicación del fabricante:
1. Sujete con una mano la bolsa del aplicador desechable. (Figura 6)
 2. Con el pulgar y el índice de la otra mano, exprima todo el líquido para que salga del depósito negro en dirección hacia el aplicador desechable. (Figura 6)

Figura 6. Activación del SEP.



3. Para vaciar completamente el contenido del depósito negro en el depósito blanco (mediano), exprima el líquido hacia él y luego pliegue con cuidado el envase en la interfase del depósito negro y blanco. (figura 7)
4. Para evitar que el líquido retroceda hacia el depósito negro, manténgalo presionado con el pulgar y el índice mientras dobla la bolsa. Las secciones negra (mayor) y blanca (mediana) del depósito deben quedar una encima de otra. (Figura 7)

Figura 7. Activación del segundo compartimiento del SEP.



5. Partiendo del extremo más distante, exprima el líquido del depósito blanco (mediano) hacia el depósito de color morado (más pequeño) del envase alveolado, controlando la presión.
6. Cuando el líquido se haya transferido a la sección púrpura (más pequeña) del paquete alveolado, remueva el aplicador dentro del depósito púrpura durante 5 segundos para mezclar totalmente los productos químicos y cubrir bien la punta del aplicador. (Figura 8)
7. Retire el aplicador del depósito. (Figura 8)
8. La punta del aplicador debe tener un color amarillo claro. Si no tiene este color, vuelva a exprimir el contenido desde el depósito externo al depósito pequeño a través del depósito mediano y mezcle bien removiendo hasta que aparezca este color amarillo. (Figura 8)

Figura 8. Activación del Sep.



9. Mantenga la unidad activada en posición vertical durante la aplicación para asegurarse de que el material permanezca en el depósito.
10. Frote la punta saturada del aplicador en la superficie del diente.

11. Continúe frotando líquido en el esmalte mientras aplica algo de presión durante un mínimo de 3 a 5 segundos por diente.
 12. Vuelva a sumergir el aplicador en el depósito para saturar la punta antes de frotar el siguiente diente.
 13. Cuando se hayan imprimido todos los dientes de un arco, utilice una fuente de aire sin humedad ni aceite para suministrar una SUAVE ráfaga de aire durante 1 a 2 segundos por cada diente a fin de secar el imprimador y lograr una película fina.
 14. Comience de inmediato el cementado. Si el cementado se retrasa, aplique otra capa.
- Se procedió a la cementación del bracket con resina **Transbond 3M®**, según indicación del fabricante:
 1. Inmediatamente después de aplicar el autograbador, aplique una porción pequeña de resina en la base del bracket .
 2. Ajuste el bracket en su posición final (centro de corona clínica) y presione firmemente para asentar el bracket.
 3. Retire suavemente el exceso de resina alrededor de la base del bracket sin removerlo.
 4. Mantenga fija la luz polimerizadora a una distancia de 2 a 3 mm sobre el bracket variando su ubicación por todas los lados del bracket.

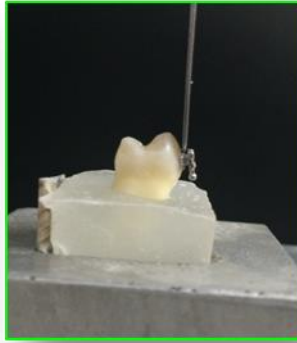
- Se almacenaron los brackets ya cementados en los premolares dispuestos en los cubos, y se mantuvieron en condiciones de humedad y temperatura adecuadas.

2.12.5 PRUEBAS DE LABORATORIO

2.12.5.1 PRUEBA DE RESISTENCIA A LA DESCEMENTACIÓN

- Los premolares con sus brackets cementados dispuestos en los cubos de acrílico fueron sometidos a una prueba de resistencia a la descementación, empleando el dispositivo universal de prueba(Instron® Corp., Canton MA, USA) Modelo Instron 2519-107, del laboratorio de pruebas CIDTEO.
- Se ubicaron los cubos de acrílico en la mordaza inferior del dispositivo, para que la cruceta del mismo aplique una fuerza tangencial(velocidad 1.5mm/min) en dirección ocluso –gingival hasta producir el desprendimiento de los brackets. Los datos se procesaron con el programa Blue Hill II (Instron® Corp., Canton MA, USA), el cual registra la fuerza en Newton y Mpa. (Figura 9)

Figura 9. Pruebas de Fuerza al Cizallamiento en el Instron®.



2.12.5.2 PRUEBAS DE CICLAJE TÉRMICO.

- Los 30 dientes del grupo B se sometieron a un protocolo de ciclaje térmico de 5000 rps, en la facultad de odontología d la Universidad Nacional de Colombia. (Figura 10)

Figura 10. Pruebas de Ciclaje Térmico.



2.12.5.3 ANÁLISIS CON ESTEREOMICROSCOPIA

- Se determinó el tipo de falla adhesiva mediante observación de la superficie del esmalte con un Estereomicroscopio (Stemi 2000, Carl

Zeis, Göttingen, Alemania), del laboratorio de pruebas CIDTEO. (Figura 11)

Figura 11. Análisis de daño a esmalte con estereomicroscopia.



2.13 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Según la resolución 8430 de 1993 esta investigación se cataloga como riesgo mínimo.

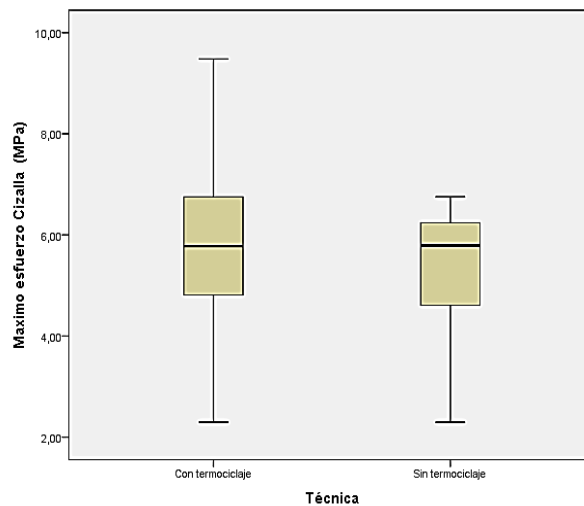
2.14 MÉTODO ESTADÍSTICO

Los datos se procesaron en programa estadístico IBM SPSS Statistics V.22 y se utilizó la prueba estadística de la ANOVA de una vía para comparar la fuerza de adhesión en bracket metálicos con y sin termociclaje. La Chi-cuadrado para proporciones, la U de Mann-Whitney para comparar entre las dos técnicas la presencia del tipo de falla y su ubicación.

3. RESULTADOS

Al realizar el análisis estadístico se obtuvo como resultado, que el máximo esfuerzo en cizalla (Mpa) para el grupo A (sin termociclaje) fue $X=5,37 \pm 1,17$ Mpa; mientras que el Grupo B (con termociclaje) presentó ($X=5,80 \pm 1,60$) Mpa. No hubo diferencia estadísticamente significativa ($p=0,242$) entre ambos grupos en cuanto a la fuerza necesaria para la descementación del Bracket (Figura 12).

Figura 12. Máximo esfuerzo en cizalla (MPa)



Por otro parte para el tipo de falla se encontró que la “tipo adhesiva” fue más frecuente en el grupo B (con termociclaje) ($n=21$, 70%) que el grupo A (sin termociclaje) ($n=17$, 56,7%). Le sigue en frecuencia la falla cohesiva, en el grupo de termociclado ($n=8$, 26,7%) y sin termociclaje ($n=11$, 36,7%). La falla de tipo mixta, se presentó en dos muestras para el grupo A (sin termociclaje), y sólo una muestra en el grupo B (con termociclaje). Al comparar el tipo de falla en los dos

grupos, no se observó diferencia estadísticamente significativa ($p=0,541$) (Tabla 3).

En cuanto a la ubicación del adhesivo luego de la descementación, en el grupo B (con termociclaje) predominó la ubicación en bracket ($n=18$, 85,7%), seguida del esmalte ($n=3$, 14,3%). El grupo A (sin termociclaje) presentó adhesivo en el bracket ($n=15$, 88,2 %) y adhesivo en el esmalte ($n=2$, 11,8%). No se observó diferencia significativa entre la ubicación del adhesivo ($p=0,819$) (Tabla 3).

Tabla 1. Tipo y Ubicación de la Falla

		Técnica				P
		Con termociclaje		Sin termociclaje		
		n	%	n	%	
Tipo de falla	Adhesiva	21	70,0	17	56,7	0,541
	Cohesiva	8	26,7	11	36,7	
	Mixta	1	3,3	2	6,7	
	Total	30	100,0	30	100,0	
Ubicación adhesiva	Bracket	18	85,7	15	88,2	0,819
	Esmalte	3	14,3	2	11,8	
	Total	21	100,0	17	100,0	

4. DISCUSIÓN

Varios autores han sugerido que un SBS mínimo de 6,0 a 8,0 MPa es adecuado para la unión de brackets de ortodoncia ^{22,48}. Daub y colaboradores en 2006 determinó un rango de 5.9 - 7.8 Mpa como fuerza adhesiva ideal para los brackets ¹³, Ostby y colaboradores en el 2007 muestran un rango de SBS entre 6-8Mpa.⁵

Según las indicaciones del fabricante el tiempo estipulado para la polimerización del sistema adhesivo es de 20 segundos sin afectar la fuerza de adhesión. Bishara y colaboradores ²⁻³ señalan que siguiendo este protocolo se puede obtener una fuerza de SBS dentro del rango adecuado. ^{2-4,6}

Por otra parte la simulación de los cambios térmicos que se producen en la cavidad oral, generan contracción y expansión de los materiales causando alteraciones entre la interfase diente-adhesivo. Estos son factores importantes a tener en cuenta cuando se realizan estudios in- vitro que involucren protocolos adhesivos.^{9, 11,13,38}

Al interpretar los resultados obtenidos con el protocolo de termociclaje (0- 5.000 rps) en el grupo B no se observó la degradación del adhesivo. Aunque la investigación coincide con otros resultados, ⁴³⁻⁴⁹ donde se reporta que no existe diferencia significativa en los promedios de fuerza adhesiva al realizar o no ciclaje térmico, se esperó que al momento de someter las muestras de grupo B a 5.000 ciclos la SBS disminuyera con respecto al grupo A, lo cual no presentó cambios.

Aljouni y colaboradores ⁷ observaron en su estudio que los brackets que se descementaron después de 24 horas de almacenamiento, presentaron una SBS

de $6,0 \pm 3,5$ MPa, mientras que el grupo que se descementó a la media hora después de dos exposiciones de fotocurado tenía una fuerza de adhesión media de $5,9 \pm 2,7$ MPa, y el grupo con sólo una exposición a fotocurado de $4,3 \pm 2,6$ MPa, resultados que coinciden con la presente investigación. Con base a esto se determinó que las fuerzas de adhesión de cizallamiento en los tres grupos no presentaron diferencia estadísticamente significativas ($P= 0.203$).⁷

Investigaciones previas señalan, al igual que este estudio, que una fuerza ideal de descementación oscila entre 6-8 Mpa^{44,47,50}, sin embargo numerosos artículos indican que la fuerza de descementación utilizando un sistema adhesivo convencional (3 pasos) puede aumentar considerablemente la adhesión, ya que este sistema produce patrones de desmineralización tipo I y II que genera en el tejido adamantino microporos y microsurcos capilares que miden entre 10 a 25 μm de profundidad con una amplitud de 1.5 a 3.5 μm ⁵⁰, teoría apoyada por Cozza y colaboradores, quienes determinaron que utilizando un sistema adhesivo convencional con resina Transbond XT, los valores de SBS en 5 tipos de brackets oscilaban entre 15.70 y 30,48 Mpa.^{47,52}

Los resultados difieren a los obtenidos por Romano y colaboradores⁸ quienes evaluaron la SBS de brackets metálicos cementados con sistemas adhesivos convencionales y SEPs, obteniendo como SBS promedio 4,61 Mpa, determinando así que ambos grupos presentaron fuerzas similares y fracasos adhesivos a nivel del esmalte.⁸

En cuanto al tipo de falla que resulta durante el proceso de descementación, es relevante evaluar las interfases adhesivas, ya que de esta forma se pueden

detectar los factores que causan la falla y así poder determinar si se debe mejorar la resistencia adhesiva (adhesivo-esmalte) o cohesiva (adhesiva- adhesiva) de un material.⁵⁰ El patrón característico de un tipo de falla adhesiva es favorable debido a que es más conservador para el tejido adamantino y a su vez, disminuye el tiempo de trabajo durante la remoción de los excesos del material cementante.⁵⁰

Cozza y colaboradores⁴⁷ mostraron una variabilidad considerable en los sitios de fractura (50% en la interfase adhesivo-esmalte; 50%-40% en la interfase del adhesivo). En general, los resultados del tipo de falla deben ser interpretados con cautela, ya que tienden a ser subjetivos.^{47,53}

Por el contrario otras investigaciones reportaron que el tipo de falla que predominó fue tipo cohesiva ⁵⁴⁻⁵⁵. Lo anterior puede estar relacionado al mayor número de ciclos térmicos empleados y el tipo de muestra utilizado (incisivos bovinos). Otro factor que puede afectar los resultados es el método de conservación de muestras antes de la prueba mecánica; aunque Rikuta y colaboradores⁴⁹ en 2008 realizaron la conservación de sus muestras en humedad relativa a diferentes temperaturas durante 24 horas, y determinaron que la adhesión y el tipo de falla dependían directamente del material cementante utilizado y el tiempo de exposición de grabado ácido sobre el diente.⁴⁹

A pesar que se utilizó estereomicroscopia para el análisis del tipo de falla, existen otros métodos de observación tales como la microscopia electrónica de barrido, la cual permite una visualización en 3 dimensiones de las superficies, lo que permitiría describir con mayor precisión la ubicación exacta de la falla adhesiva.⁵⁶⁻

En la investigación se utilizó un tiempo de 24 horas para la descementación de los brackets, aunque en la práctica clínica no existe un consenso sobre el tiempo mínimo requerido antes de cargar el bracket después de la cementación. Turk y colaboradores evaluaron el efecto de la SBS en Seps a diferentes tiempos de descementación (5-15-30-60 min y 24 horas), reportando que la SBS incrementaba gradualmente hasta las 24 horas, debido a que en este tiempo se logra la completa difusión y polimerización de la resina bajo la base del bracket⁹. Lacuoture y colaboradores señalan que la absorción de agua durante el ciclaje térmico se puede compensar por la contracción de la polimerización de la resina, lo que minimiza la aparición de tensiones que pueden inducir a las fallas de los adhesivos.⁵⁸

5. CONCLUSIONES

- Los adhesivos autograbadores proveen un rango de fuerza a la descementación por cizalla, cumpliendo con las exigencias mínimas que debe tener un sistema adhesivo para la descementación de brackets metálicos ortodóncicos.
- Los SEPs producen un patrón de grabado superficial que minimizan la pérdida del esmalte. Favoreciendo la conservación del tejido adamantino durante el proceso de descementación del bracket.

6. RECOMENDACIONES

- Se sugieren investigaciones con un protocolo de ciclaje térmico de mayor número de ciclos, para analizar el comportamiento hidrolítico de la interfase bracket-diente y una observación con microscopia electrónica de barrido.
- También el desarrollo de estudios longitudinales que comparen la efectividad de varias marcas comerciales de autograbadores, para así tener un mayor soporte clínico y científico.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Buonocure MG. A simple method of increase the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal Dental Research. 1955;34:849-853.
2. Bishara S, Otsbyb A, Ajlounic R, Laffoond J, Warren J .A New Premixed Self-Etch Adhesive for Bonding Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2008; 78 (6): 1101-1104 .
3. Bishara S, Otsbyb A, Ajlounic R, Laffoond J, Warren J. Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. The Angle Orthodontist: 2006; 76 (4): 689-693.
4. Bishara S, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. The Angle Orthodontist. 2006; 76 (1):123-6.
5. Ostby A, Bishara S, Lafoon J, Warren J. Influence of Self-etchant Application Time on Bracket Shear Bond Strength. The Angle Orthodontist. 2007; 77 (5): 885-889.
6. Bishara S, Otsbyb A, Lafoon J. The effect of modifying the self-etchant bonding protocol on the shear bond strength of orthodontic brackets. The Angle Orthodontist. 2007; 77(3):504-508.
7. Ajlouni R, Bishara S., Oonsombat C, Denehy G. Evaluation of Modifying the Bonding Protocol of a New Acid-Etch Primer on the Shear Bond

- Strength of Orthodontic Brackets. The Angle Orthodontist. 2004; 74(3): 410-413.
8. Romano F, Wanderley S, Tavares D, Nouer F, Consani S, Araújo M. Shear Bond Strength of Metallic Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared with Self-Etching Primer. The Angle Orthodontist: 2005; 75 (5): 849-853.
 9. Turk T, Turk S, Isci D. Thermocycling Effects on Shear Bond Strength of a Self-Etching Primer. The Angle Orthodontist. 2008;78 (2) :351-356.
 10. Bond failure site analysis. Augusta: Georgia Health Sciences University - College of Dental Medicine; 2003
 11. Gale M.S, Darvell B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of Dentistry. 1999; (27): 89-99.
 12. Amaral F, Colucci V, Palma R, Corona S. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. J Esthet Restor Dent. 2007; 19(6): 340-54.
 13. Daub J, Berzins D, Linn B y Bradley T. Bond Strength of Direct and Indirect Bonded Brackets After Thermocycling. The Angle Orthodontist. 2006; 76 (2): 295-300.
 14. Yuasa T, Iijima M, Ito S y Muguruma T. Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two selfetching primer adhesive systems. European Journal of Orthodontics. 2010;32: 285-290.
 15. Trites B, Foley TF y Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004; 126:709-16.

16. Nicolas, A Estudio in vitro del efecto de diferentes métodos de acondicionamiento del esmalte en el recementado de brackets.. Universidad de Murcia. 2010. Disponible Online: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/10756/NicolasSilventeAnalsabel.pdf;jsessionid=BD643DBF26F1B4DFC222F4F7FF2FB07B.tdx2?sequence>
17. Sabatoski M, Maruo T, Camargo E, Guariza O, Motohiro O, and Maruo H . Influence of Natural Bovine Enamel Roughness on Bond Strength after Etching. The Angle Orthodontist. 2010; 80(3) : 562-569.
18. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. Arch Oral Biol. 2001;46(2):173-83.
19. Parra M, Garzón H. Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: a review. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2012; 24: 133-150.
20. Zachrisson B, Tamer B. Bonding in Orthodontics. Graber TM, Swain BF, editors. Orthodontics, current principles and techniques. Mosby; 1985 Charpter 14. Page 485- 579.
21. Brantley WA y Eliades T. Structures and properties of orthodontics materials. En Orthodontics Materials. Scientific and clinical aspects. New York. Cap:1: 1-25
22. Powers JM, Messersmith ML. Enamel etching and bond strength. En Orthodontics Materials. Scientific and clinical aspects. New York. Cap:5: 105- 122

23. Brantley WA y Eliades T. Mechanism and mechanical testing of orthodontics materials. En Orthodontics Materials. Scientific and clinical aspects. New York. Cap:2: 27-47
24. Pandis N, Eliades T. A comparative in vivo assessment of the long term failure rate of 2 self-etching primers. American Journal Orthodontits Dentofacial Orthop. 2005; 128:96-98
25. Penido SM, Penido CV, Do Santos- Pinto A, Gandini LG, Bagnato VS. *In vitro* and *in vivo* study of the shear bond strength of brackets bonded to enamel using halogen or led ligh. World J Orthod. 2009; 10: 21-28
26. Haydar B. Sarikaya S, Cehreli ZC. Comparision of shear bond strength of three bonding agents with metallic and ceramic brackets. Angle Orthodontist. 1999; 69: 457-462
27. Fox NA, MacCabe JF, Buckley JF. A critique of bond strength testing in orotodontics.. British Kournal of Orthodontics. 1994; 21: 33-43
28. James JW y colaboradores. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakge of orthodontics brackets.. American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003; 123: 555-561
29. Artun J, Bergland S. Clinical trial with cristal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatmente.. American Journal Orthodontic. 1984; 85: 333-340
30. Summers A, Kao E, Gilmore J, GUnel E, Ngan PW. Comparision of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified

- glass ionomer adhesive: An *in vitro* and *in vivo* study. American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004; 126: 200-206
31. Bond failure site analysis. Augusta: Georgia Health Sciences University - College of Dental Medicine; 2003
 32. Akhoundi A, Mojahedzadeh F. Problems in standardization of orthodontics shear bond strength test. 2005;. Journal Dental; 2 : 36-40
 33. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. J Oral Rehabil 2004; 31: 911–7.
 34. International Organization for Standardization Technical Specification Report (ISO/TS 11405:2003).
 35. Arici S, Arici N. Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an *in vitro* comparative study. Angle Orthod. 2003;73:692–696.
 36. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G Jr, Mac-Donald A. Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989;96:60–64.
 37. Oral S, Seyda H, Firat O. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. Eur J Dent. 2010; 4(3): 257–262.
 38. Harraa S. The effect of thermocycling and debonding time on the shear bond strength of different orthodontic brackets bonded with light-emitting

- diode adhesive (In vitro study). *Journal Bagh College Dentistry*. 2013; 25(1):139-145.
39. Gage JP, Clarke DF. Comparison between two Procion dyes and Alizarin Red to assess marginal leakage in resin restorations. A laboratory study. *Austral Dent J*, 1991;36:87–93.
 40. Chan MFWY, Glyn-Jones JC. Marginal sealing ability of four restorative materials placed in root surfaces. *Eur J Pros Rest Dent*, 1993;2:23–28.
 41. Crim GA, Schmidt ED. Microleakage resistance of glutaraldehydecontaining adhesives. *Amer J Dent*, 1993;6:142–144
 42. Fleming PS¹, Johal A, Pandis N. Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. *American Journal Orthodontits Dentofacial Orthop*. 2012 Jul;142(1):83-94.
 43. Yamamoto A, Yoshida T, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Miyazaki M et al. Orthodontic bracket bonding: Enamel bond strength vs time. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006; 130(4): 435- 438
 44. Gaard B, Bishara S, Duschner H. Enamel effects during -debonding and treatment with fixed appliances. In: Graber TM, Eliades T, Athanasiou AE, eds. *Risk Management in Orthodontics: Experts' Guide to Malpractice*. Hanover Park, Ill: Quintessence; 2004:19–46.
 45. Nihal Hamamcı & Atılım Akkurt & Güvenç Başaran In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser

etching, self etching and acid etching methods. Angle Orthodontics .

Disponible en:

<http://web.ebscohost.com/abstract?direct=true&profile=ehost&scope=sit e&authtype=crawler&jrnl=02688921&AN=53477117&h>

46. Faltermeier A y Behr M, comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2007; 132(2):144.e1-5.
47. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. The Angle Orthodontists. 2006; 76:849-855.
48. Lourenco F, Wanderley S, Tavares D, Nouer F, Consani S, Araújo M. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-Etching Primer. The Angle Orthodontist. 2005; 75 (5).
49. Rikuta A, Yoshida T, Tsubota K, Tsuchiya H, Tsujimoto A, Ota M et al. Influence of environmental conditions on orthodontic bracket bonding of self-etching systems. Dental Materials Journal. 2008; 27(5): 654-659
50. Zachrisson B, Tamer B. Bonding in Orthodontics. Graber TM, Swain BF, editors. Orthodontics, current principles and techniques. Mosby; 1985 Chapter 14. Page 485- 579.
51. Lopez JI. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. American Journal of Orthodontics. 1980; 77:669–678.
52. Scougall R, Yamamoto S, Kitai N y Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives.

- American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009; 136:425-30.
53. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Marnandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *The Angle Orthodontist*. 2000; 70:128–133.
54. Herguner S, Ozturk F, Nalcaci R. Shear bond strength of orthodontic brackets cured with different light sources under thermocycling. *European Journal of Dental Education* 2010; 4:257-262.
55. Kim M, Lim B, Chang W, Lee Y, Rhee S, Yang H. Phosphoric acid incorporated with acidulated phosphate fluoride gel etchant effects on bracket bonding. *The Angle Orthodontist*. 2005; 75:678-84.
56. D’Attilio M, Traini T, Di Lorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *The Angle Orthodontist*. 2005; 75:410.
57. Wang W, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004; 125:65–70.
58. Lacouture L, Mendoza J. Efecto del ciclaje térmico en la fuerza y tipo de falla adhesiva en esmalte humano. *Revista Odontos*. 2012; 39:37-4
59. Shinya Horiuchia; Shingo Kurodab; Masahiro Hiasac; Toshiyuki Suged; Seitaro Sakue; Kenichi Hamadaf; Takashi Matsuog; Kenzo Asaokah; Eiji Tanakai Reinforcement of bond strength of self-etching orthodontic adhesive. *Angle Orthodontics* 2012 .