



FACULTAD DE POSGRADOS

INFLUENCIA DEL PREACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE EN LA
RESISTENCIA ADHESIVA DE BRACKETS METÁLICOS
CONVENCIONALES UTILIZANDO DOS AGENTES CEMENTANTES:
ESTUDIO EN DIENTES BOVINOS

AUTOR

CARLA PAQUITA MORENO SILVA

AÑO

2020



FACULTAD DE POSGRADOS

INFLUENCIA DEL PREACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE EN LA
RESISTENCIA ADHESIVA DE BRACKETS METÁLICOS CONVENCIONALES
UTILIZANDO DOS AGENTES CEMENTANTES: ESTUDIO EN DIENTES
BOVINOS

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Ortodoncista

Profesora Guía:

Dra. Sonia Maritza Muñoz Solano

Autor:

Carla Paquita Moreno Silva

Año

2020

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

"Declaro haber dirigido el trabajo, INFLUENCIA DEL PREACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE BRACKETS METÁLICOS CONVENCIONALES UTILIZANDO DOS AGENTES CEMENTANTES: ESTUDIO EN DIENTES BOVINOS, a través de reuniones periódicas con la estudiante CARLA PAQUITA MORENO SILVA, en el semestre 2020-00, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".



Sonia Maritza Muñoz Solano

C.I.: 170923452-8

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, INFLUENCIA DEL PREACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE BRACKETS METÁLICOS CONVENCIONALES UTILIZANDO DOS AGENTES CEMENTANTES: ESTUDIO EN DIENTES BOVINOS, de la estudiante CARLA PAQUITA MORENO SILVA, en el semestre 2020-00, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación".

CHRISTIAN
ORLANDO
ESPINOSA TORRES

Firmado digitalmente porCHRISTIAN ORLANDO
ESPINOSA TORRES
DN: cn=CHRISTIAN ORLANDO ESPINOSA TORRES
c=EC, o=QUITO, ou=BANCO CENTRAL DEL ECUADOR
ou=BANCO CENTRAL DEL ECUADOR
Motivo: Soy el autor de este documento
Ubicación:
Fecha: 2020-06-10 20:04:05:00

Christian Orlando Espinosa Torres
C.I.: 171441812-4

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes”.



Carla Paquita Moreno Silva

C.I.: 171980330-4

AGRADECIMIENTO

A mis padres, por su amor y esfuerzo, por brindarme los recursos para formarme como profesional.

A mis profesores, quienes desinteresadamente me brindaron sus conocimientos y amistad, por los que siempre les estaré agradecida.

DEDICATORIA

A Dios, por bendecirme con salud y vida.

A mi familia, por su amor y motivación a ser la persona que soy ahora.

Jhonny, por ser un apoyo fundamental en cada etapa de mi vida.

RESUMEN

La adhesión es una propiedad de suma importancia en la odontología porque de ello depende el pronóstico de sus tratamientos. Es por esta razón que la ortodoncia busca que su aparatología se mantenga íntegra, para lo cual existen diversas opciones de materiales para la cementación de brackets, entre las más conocidas la resina y actualmente el cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (RMGIC). Con el propósito de mejorar la calidad de adhesión se ha optado por precondicionar el esmalte dentario con sustancias como el hipoclorito de sodio y la clorhexidina previo al protocolo de cementación. El objetivo de este estudio fue calcular el efecto del precondicionamiento del esmalte con -hipoclorito de sodio al 5,25%- y -clorhexidina al 2%- en la resistencia adhesiva de la -resina Transbond XT- y -cemento de ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- en brackets metálicos convencionales al someterlos a una fuerza de cizallamiento. La muestra consistió en 60 dientes bovinos los cuales se dividieron en 6 grupos en donde la clorhexidina al 2% e hipoclorito de sodio al 5.25% se usaron previo a la adhesión con la resina Transbond XT y RMGIC GC Fuji Ortho LC. El grupo control no utilizó ningún precondicionante. Los resultados del análisis ANOVA fueron estadísticamente significativos con $p=0.042 < 0,05$. El precondicionante con mejor desempeño en la resistencia adhesiva fue el -hipoclorito de sodio al 5,25%- (14,41 MPa), mientras que la -clorhexidina al 2%- mostró los valores más bajos (8,55 MPa). La -resina Transbond XT- presentó mayor fuerza de adhesión (13,078 MPa), en tanto que el -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- proporcionó valores inferiores (9,14 MPa). Se concluye que el mejor precondicionante independientemente del cemento que se utilice es el -hipoclorito de sodio al 5,25%-.

ABSTRACT

Adhesion is an extremely important property in dentistry because the prognosis of its treatments depends on it. For this reason, orthodontics seeks to keep its appliances intact, and because of that, there are plenty of material options for cementing brackets, the best known are resin and, nowadays, the resin-modified glass ionomer cement (RMGIC). In order to improve the quality of adhesion, the enamel is usually preconditioned with substances such as sodium hypochlorite and chlorhexidine prior to the cementation protocol. The objective of this study was to calculate the effect of enamel preconditioning with -sodium hypochlorite 5,25%- and -chlorhexidine 2%- on the adhesive resistance of -Transbond XT resin- and -resin modified glass ionomer cement GC Fuji Ortho LC- on conventional metal brackets when subjected to shear force strength. The sample consisted of 60 bovine teeth which were divided into 6 groups where chlorhexidine 2% and sodium hypochlorite 5.25% were used prior adhesion with Transbond XT resin and GC Fuji Ortho LC RMGIC. The control group did not use any preconditioners. The results of the ANOVA analysis were statistically significant with $p = 0.042 < 0.05$. The preconditioner with the best performance in adhesive resistance was sodium hypochlorite 5.25% (14.41 MPa), while chlorhexidine 2% showed the lowest values (8.55 MPa). Transbond XT resin had higher adhesion strength (13.078 MPa), while the GC Fuji Ortho LC light-curing glass ionomer cement provided lower values (9.14 MPa). It is concluded that the best preconditioning, regardless of the cement, is sodium hypochlorite 5,25%.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	14
1.1.	Planteamiento del Problema.....	15
1.2.	Justificación	17
2.	OBJETIVOS	18
2.1.	General	18
2.2.	Específicos.....	18
3.	MARCO TEÓRICO.....	19
3.1.	Esmalte dental	19
3.1.1.	Características generales	19
3.1.2.	Composición	19
3.2.	Adhesión	20
3.2.1.	Reseña histórica de la adhesión.....	20
3.2.2.	Tipos de Adhesión	21
3.2.3.	Fenómenos físicos que intervienen en la adhesión.....	22
3.2.4.	Adhesión en el esmalte	23
3.3.	Adhesión en ortodoncia	24
3.3.1.	Agentes cementantes en ortodoncia	24
3.3.2.	Sustancias acondicionadoras del esmalte.....	27
3.3.3.	Influencia del preacondicionamiento del esmalte previo a la cementación de brackets con agentes cementantes de fotocurado	28
3.4.	El bracket en ortodoncia	30
3.4.1.	Características.....	30
3.5.	Fuerzas en ortodoncia	32
3.6.	Sustituto de la saliva natural para estudios <i>in vitro</i>	34
3.7.	Dientes bovinos como cuerpos de prueba en la resistencia a la adhesión.....	35
4.	HIPÓTESIS	37
5.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	38
6.	RESULTADOS	60
7.	DISCUSIÓN	72
8.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	77

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Partes de un bracket	31
Figura 2. Mapa conceptual de la conformación de los grupos de estudio	38
Figura 3. Sección de la raíz del diente con disco de diamante	39
Figura 4. Mezcla de polvo-líquido del acrílico autopolimerizable	39
Figura 5. Introducción del diente en el molde cúbico con acrílico autopolimerizable	39
Figura 6. Profilaxis de la cara vestibular del diente.....	40
Figura 7. Brackets Mini Master American Orthodontics	40
Figura 8. Materiales para la cementación con clorhexidina (CHX) y ionómero de vidrio de fotocurado (RMGIC)	40
Figura 9. Materiales para la cementación con CHX y resina de fotocurado	41
Figura 10. Preacondicionamiento del diente con CHX al 2%.....	41
Figura 11. Grabado ácido del grupo CHX y RMGIC	41
Figura 12. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo CHX y RMGIC.....	42
Figura 13. Hidratación de la cara vestibular de los dientes del grupo CHX y RMGIC	42
Figura 14. Preparación del RMGIC para el grupo CHX y RMGIC	42
Figura 15. Ionómero de vidrio en la base del bracket para el grupo CHX y RMGIC	43
Figura 16. Posición del bracket en el diente para el grupo CHX y RMGIC.....	43
Figura 17. Retiro de excesos cemento del grupo CHX y RMGIC	43
Figura 18. Fotopolimerización en el grupo CHX y RMGIC.....	44
Figura 19. Aplicación de adhesivo para el grupo CHX y resina	44
Figura 20. Resina en la base del bracket para el grupo CHX y resina	44
Figura 21. Posición del bracket en el diente para el grupo CHX y resina.....	45
Figura 22. Retiro de excesos cemento del grupo CHX y resina	45
Figura 23. Fotopolimerización en el grupo CHX y resina.....	45
Figura 24. Materiales para la cementación con NaOCl y RMGIC.....	46
Figura 25. Materiales para la cementación con NaOCl y resina	46

Figura 26. Preacondicionamiento del diente con NaOCl al 5,25%	46
Figura 27. Grabado ácido para el grupo NaOCl y RMGIC	47
Figura 28. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo NaOCl y RMGIC	47
Figura 29. Hidratación de la cara vestibular de los dientes para el grupo NaOCl y RMGIC.....	47
Figura 30. Preparación de RMGIC para el grupo NaOCl y RMGIC	48
Figura 31. Ionómero de vidrio en la base del bracket para el grupo NaOCl y RMGIC	48
Figura 32. Posición del bracket en el diente para el grupo NaOCl y RMGIC....	48
Figura 33. Retiro de excesos de cemento del grupo NaOCl y RMGIC	49
Figura 34. Fotopolimerización en el grupo NaOCl y RMGIC	49
Figura 35. Aplicación de adhesivo para el grupo NaOCl y resina.....	49
Figura 36. Resina en la base del bracket para el grupo NaOCl y resina	50
Figura 37. Posición del bracket en el diente para el grupo NaOCl y resina.....	50
Figura 38. Retiro de excesos de cemento en el grupo NaOCl y resina	50
Figura 39. Fotopolimerización en el grupo NaOCl y resina.....	51
Figura 40. Materiales para la cementación con RMGIC sin preacondicionante	51
Figura 41. Materiales para la cementación con resina sin preacondicionante..	51
Figura 42. Grabado ácido para el grupo control con RMGIC.....	52
Figura 43. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo control y RMGIC	52
Figura 44. Hidratación de la cara vestibular de los dientes para el grupo control y RMGIC.....	53
Figura 45. Preparación del RMGIC para el grupo control y RMGIC	53
Figura 46. Ionómero de vidrio en la base del bracket del grupo control y RMGIC	53
Figura 47. Posición del bracket en el diente para el grupo control y RMGIC....	54
Figura 48. Retiro de excesos del cemento del grupo control y RMGIC	54
Figura 49. Fotopolimerización en el grupo control y RMGIC	54
Figura 50. Aplicación de adhesivo para el grupo control y resina.....	55
Figura 51. Resina en la base del bracket para el grupo control y resina	55
Figura 52. Posición del bracket en el diente para el grupo control y resina.....	55
Figura 53. Retiro de excesos de cemento en el grupo control y resina	56

Figura 54. Fotopolimerización en el grupo control y resina.....	56
Figura 55. Dientes embebidos en saliva artificial	57
Figura 56. Incubación de las muestras a 37°C durante 24 horas	57
Figura 57. Incubadora del Laboratorio Clínico MCV	57
Figura 58. Máquina de Ensayos Universales MTS de la ESPE.....	58
Figura 59. Muestras sometidas a la fuerza de cizallamiento	58
Figura 60. Monitor del registro de las fuerzas en Newtons	58
Figura 61. Medición de la base del bracket con calibrador electrónico.....	59
Figura 62. Gráfica de Intervalos de Esfuerzo al Cizallamiento (MPa).....	66
Figura 63. Diferencias de las medias de los preacondicionantes para esfuerzo de cizallamiento (MPa) a un nivel de confianza del 95%.....	68
Figura 64. Diferencias de las medias de los tipos de cemento para esfuerzo de cizallamiento (MPa) a un nivel de confianza del 95%.....	69
Figura 65. Gráfica de efectos principales para esfuerzo de cizallamiento (MPa)	70
Figura 66. Gráfica de interacción para esfuerzo de cizallamiento (MPa) Medias ajustadas	71

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Datos en Newtons y MPa del grupo Clorhexidina y Ionómero de Vidrio de fotocurado	60
Tabla 2. Datos en Newtons y MPa del grupo Clorhexidina y Resina de fotocurado	60
Tabla 3. Datos en Newtons y MPa del grupo Hipoclorito de Sodio y Ionómero de Vidrio de fotocurado	61
Tabla 4. Datos en Newtons y MPa del grupo Hipoclorito de Sodio y Resina de fotocurado	61
Tabla 5. Datos en Newtons y MPa del grupo Control y Ionómero de Vidrio de fotocurado	62
Tabla 6. Datos en Newtons y MPa del grupo Control y Resina de fotocurado .	62
Tabla 7. Tabla de medias y medidas de validez estadística	63
Tabla 8. Tabla de significancia estadística por variables y su interacción	66
Tabla 9. Tabla de jerarquización de la efectividad de los preacondicionantes .	67
Tabla 10. Tabla de jerarquización de la efectividad de los tipos de cemento ...	68
Tabla 11. Tabla de jerarquización de la efectividad de la combinación de preacondicionantes con cementos.....	69

1. INTRODUCCIÓN

La satisfacción que siente el ser humano por sí mismo se atribuye a la manera de cómo se desarrolla en diferentes ámbitos que pueden ser sociales, intelectuales y laborales, sin embargo, en la actualidad la estética ha adquirido gran importancia; se podría decir que para algunas personas es el ámbito más influyente para su desarrollo interpersonal, de modo que existe una búsqueda permanente de poseer una buena imagen (Dos Santos, 2015, pp. 1-5). Dentro de las categorías de la estética se encuentra la estética dental, es por esto que, entre otras especialidades, la ortodoncia es hoy en día altamente demandada por personas de diferentes edades. Por lo tanto, el profesional se ve obligado a utilizar materiales de alta calidad para satisfacer las necesidades de cada paciente. No obstante, uno de los principales retos del ortodoncista es lograr una óptima adhesión de los brackets a la superficie del esmalte dental para que los tratamientos tengan una mejor secuencia y excelentes resultados (Hasija, Sachdev, Mathur, & Rath, 2017, pp. 280-283) (Goulart, Condessa, Hilgert, Hugo, & Celeste, 2018, pp. 3957-3964).

Clínicamente existen varios factores que pueden ocasionar la descementación de los brackets como la contaminación intraoral, la humedad, e incluso la temperatura puesto que, al producirse expansión y contracción de los agentes cementantes, se originan fracturas en las interfaces adhesivas debilitando las uniones (Lacouture, Mendoza, & Rivera, 2012, pp. 36-44). A manera de prevención, se ha optado por limpiar la superficie del esmalte para eliminar contaminantes que puedan interferir con el proceso, a pesar de esto, Scougall (2010, pp. 8-12) y Aguilar, Ferreto, Rodríguez, & Cáceres (2013, pp. 7-12) demostraron que la profilaxis previa al protocolo de adhesión de los brackets no tiene ningún efecto en el índice de fracaso. Por otro lado, Espinosa, Valencia, & Uribe (2008, pp. 13-20) y Justus, Cubero, Ondarza, & Morales (2010, pp. 66-75) demostraron ventajas en la adhesión de brackets al esmalte al ser este desinfectado y desproteinizado con sustancias como el hipoclorito de sodio

puesto que este tiene la propiedad de eliminar la materia orgánica de la superficie dental.

Otro de los desinfectantes mayormente conocido en la odontología es la clorhexidina. Existen varios estudios en los que comprueban la calidad de adhesión de los brackets al esmalte con diferentes protocolos de desinfección. Su experiencia relata que puede haber una mayor, menor o ninguna interferencia en la adhesión (Çatalbas, Ercan, Erdemir, Erhan, & Orçun, 2009, pp. 312-316) (Bishara, Damon, Olsen, & Jakobsen, 1996, pp. 313-316).

La variedad de resultados en investigaciones preliminares nos invita a verificar los efectos del preacondicionamiento del esmalte previo al proceso de cementación del bracket. El presente estudio se realizará utilizando dientes bovinos a los cuales se adherirán brackets metálicos empleando dos tipos de cemento de fotocurado. Cabe destacar que el esmalte dental será previamente tratado con desinfectantes como el hipoclorito de sodio y la clorhexidina para que posteriormente se pueda evaluar la calidad de la adhesión bajo este protocolo. De este modo, se proporcionará al ortodoncista la información necesaria para que pueda elegir acertadamente qué materiales utilizar en el proceso de cementación de brackets y garantizar una adecuada adhesión.

1.1. Planteamiento del Problema

Los sistemas adhesivos convencionales son capaces de unir adecuadamente los brackets al esmalte; sin embargo, es importante saber que el procedimiento es sensible a la técnica por lo que la adhesión se vuelve frágil ante cualquier evento (Catalbas, Ercan, Dalli, Erhan, & Erdemir, 2011, pp. 76-81) (Bakhadher, Halawany, Talic, Abraham, & Jacob, 2015, pp. 43-48). Uno de los factores que puede comprometer la adhesión es la contaminación que puede existir antes o durante la cementación de los brackets (Lacouture et al., 2012, pp. 36-44), por lo que es importante conocer qué tipo de desinfectante utilizar y percatarse si existe alguna relación con el tipo de cemento que se va a aplicar (Justus et al., 2010, págs. 66-75).

Investigaciones que relacionan los desinfectantes con la adhesión sugieren que la calidad de la adhesión, entre otros factores, es directamente proporcional al

protocolo de desinfección que se lleve a cabo previo a la cementación de brackets. No es lo mismo desinfectar el sustrato antes del grabado ácido que después del mismo. Varios estudios afirman que existe mayor fracaso en la adhesión si el acondicionamiento del esmalte con hipoclorito de sodio y/o clorhexidina se realiza después del grabado ácido. Mencionan además que la adhesión se reduciría a un 40.68% (Catalbas et al., 2011, pp. 76-81) (Ramakrishna, Bhoomika, Harleen, & Munshi, 2014, pp. 1-5) (Harleen, Ramakrishna, & Munshi, 2011, pp. 19-24) (Abdelmegid, 2018, pp. 591-596).

En varias investigaciones se menciona que el preacondicionamiento del esmalte con desinfectantes previo a la cementación de brackets mejora independientemente del tipo de cemento que se utilice. Justus et al (2010, pp. 66-75); Ayman, Amera, & Khursheed (2016, pp. 1-7); y Trindade et al (2013, pp. 1423-1427), comprobaron que el cemento resinoso modificado con ionómero de vidrio tuvo mayor adhesión al desinfectar el esmalte previamente con hipoclorito de sodio. Estudios que experimentaron con resina fotopolimerizable obtuvieron diferentes resultados, aquellos que encontraron que el hipoclorito de sodio no aumenta la adhesión al esmalte (Bayona, Fonseca, & Leguizamón, 2010, pp. 10-17) y otros que promueven el uso de este desinfectante para aumentar la adhesión del bracket al sustrato dental (Ongkowidjaja, Soegiharto, & Purbiati, 2017, pp. 1-5).

En cuanto al uso de la clorhexidina, existen pocas publicaciones científicas que corroboren ventajas para la adhesión de los brackets al esmalte dental. Investigaciones manifiestan que la clorhexidina no mejora la adhesión, pero es un desinfectante que se lo puede utilizar para retirar microorganismos presentes en la superficie dental previo al cementado de aparatos fijos de ortodoncia (Hussein, Hashem, Chalisserry, & Anil, 2014, pp. 688-692) (Catalbas et al., 2011, pp. 76-81).

Como es evidente, existen varios estudios con resultados semejantes y discrepantes por lo que el principal motivo de esta investigación es evaluar la influencia del preacondicionamiento del esmalte en la resistencia adhesiva de brackets metálicos convencionales utilizando dos agentes cementantes.

1.2. Justificación

La descementación de los brackets es un inconveniente con el cual los ortodoncistas debemos lidiar a diario, por lo que es necesario conocer qué materiales pueden resultar útiles y ofrecen mayor resistencia para evitar la continua pérdida de brackets. Como es de nuestro conocimiento la descementación está influenciada por varios factores, el más común es la contaminación que puede ocurrir antes o durante el proceso de cementación de brackets, por esta razón, este procedimiento se lo debe realizar con prolijidad. La literatura sugiere que previo a la adhesión de los brackets se puede desinfectar la superficie dental con hipoclorito de sodio o clorhexidina, de esa manera se elimina la materia orgánica del esmalte para que el ácido fosfórico penetre mejor y se consiga una adhesión superior. Así también existen investigaciones que manifiestan que una desinfección previa no interfiere en la adhesión de brackets.

Es así que el objetivo de esta investigación es evaluar la influencia del preacondicionamiento del esmalte en la resistencia adhesiva de brackets metálicos convencionales utilizando dos agentes cementantes.

2. OBJETIVOS

2.1. General

Calcular el efecto del preacondicionamiento del esmalte con -hipoclorito de sodio al 5,25%- y -clorhexidina al 2%- en la resistencia adhesiva de la -resina Transbond XT- y -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- en brackets metálicos convencionales al someterlos a una fuerza de cizallamiento.

2.2. Específicos

- Comparar la resistencia adhesiva de la -resina Transbond XT- al preparar previamente el esmalte con -hipoclorito de sodio al 5.25%- y -clorhexidina al 2%-.
- Comparar la resistencia adhesiva del -ionómero de vidrio GC Fuji Ortho LC- al preparar previamente el esmalte con -hipoclorito de sodio al 5.25%- y -clorhexidina al 2%-.
- Evaluar el desempeño de los preacondicionantes -hipoclorito de sodio al 5.25%- y -clorhexidina al 2%- midiendo la resistencia adhesiva.
- Determinar la fuerza de adhesión de la -resina Transbond XT- y -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- cuando no se utiliza preacondicionamiento previo.
- Identificar el preacondicionante que se desempeña con mayor eficacia de acuerdo al agente cementante utilizado.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. Esmalte dental

3.1.1. Características generales

El esmalte humano es el tejido más duro del cuerpo humano y principalmente está formado por componentes inorgánicos y constituye la cubierta más externa de los dientes. Se considera un escudo natural que protege al diente de efectos tanto químico-biológicos como mecánicos (Zaytsev, 2016, pp. 518-523). Es un material nanoestructurado de organización única, generado por los ameloblastos, que son células epiteliales derivadas del órgano del esmalte del diente en desarrollo (Jayasudha., Baswaraj., Navin, & Prasanna, 2014, pp. 6-9) (McGuire, Walker, Dusevich, Wang, & Gorski, 2014, pp. 33-37).

3.1.2. Composición

El esmalte dental está compuesto de un 96% de fosfato cálcico cristalino o también llamado hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) y el 4% restante está compuesto de componentes orgánicos y agua (Jayasudha et al., 2014, pp. 6-9). El contenido orgánico consiste en productos de descomposición de la principal proteína del esmalte amelogenina cuyo 90% actúa como un factor clave para controlar la orientación y el crecimiento alargado de las varillas de esmalte durante el proceso de mineralización los cuales se extienden desde la dentina subyacente hacia la superficie del diente y se organizan en paquetes llamados prismas, los que se componen de millones de cristalitos de hidroxiapatita; están muy unidos entre sí y están rodeados de material orgánico (Reyes-Gasga, 2001, pp. 81-85) (Simmer, 2001, pp. 896-905). La ameloblastina es la segunda glucoproteína específica del esmalte más abundante, y funciona como una molécula de adhesión celular para los ameloblastos, que son las células encargadas de la formación de esmalte dental (Moradian-Oldak, 2012, pp. 1996-2023). Las proteínas de la esmelina y la tuftelina se encuentran en cantidades mucho más pequeñas y controlan la nucleación y el crecimiento de la apatita junto con la amelogenina (Jayasudha et al., 2014, pp. 6-9). El esmalte está formado por cristales altamente organizados y compactos que comprenden el 87% de su volumen y el 95% de su peso. Los cristalitos de esmalte contienen más de mil veces el volumen de los cristales correspondientes en hueso, dentina

y cemento, son extremadamente largos en relación con su grosor y están altamente orientados (Simmer, 2001, pp. 896-905).

A pesar de que la hidroxiapatita es el componente que le brinda dureza al esmalte, tiene el defecto de que el centro de sus cristales es proclive a la disolución en medios ácidos. Este defecto se lo conoce como línea oscura (Reyes-Gasga, 2001, pp. 81-85). El esmalte maduro es acelular y no se regenera a diferencia de otros tejidos biomineralizados como el hueso y la dentina (Moradian-Oldak, 2012, pp. 1996-2023), por lo que actualmente la tecnología se encuentra en la búsqueda de elaborar un esmalte sintético para resolver problemas asociados con el esmalte natural, sin embargo se necesita realizar más investigaciones al respecto (Jayasudha et al., 2014, pp. 6-9).

3.2. Adhesión

3.2.1. Reseña histórica de la adhesión

La adhesión se define como el “contacto o fenómeno mediante el cual dos superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean estas físicas, químicas o por interacción de ambas” (Henostroza, 2003, pp. 162-169). La adhesión en odontología tiene mucha historia en donde se evidenciaron éxitos y fracasos, pero todos esos hechos contribuyeron a la ciencia de la odontología contemporánea (Gregg, 2011, pp. 22-36). El verdadero inicio de la adhesión en odontología empieza con el trabajo del Dr. Michael Buonocure en 1955, quien describió que “la resina acrílica podría unirse al esmalte previamente grabado con ácido ortofosfórico al 85% durante 30 segundos” (Forgearini & Nocchi, 2008, pp. 103-115). Esto impulsó a la realización de más investigaciones acerca del mecanismo de unión, la elección del mejor ácido, concentración, las alteraciones que surge en el esmalte debido al ácido, la previa profilaxis, manejo del aislamiento, etc. (Forgearini & Nocchi, 2008, pp. 103-115). Posteriormente, diversos estudios realizados por Buonocure en colaboración con Gwinnet, determinaron que la concentración de ácido debería ser más baja para evitar la formación de precipitados que pudieran afectar a la adhesión; a pesar de esto, no hallaron la concentración precisa para grabar el esmalte. Años después, Silverstone en los años setenta, determina que las concentraciones entre 30%-40% daba como resultado una

superficie de esmalte lo suficientemente retentiva (Roberson, Heymann, & Swift, 2007). Además, Takao Fusayama, complementa los estudios realizados anteriormente y establece que el ácido fosfórico es imprescindible para que la resina al penetrar en el sustrato dental forme tags o prolongaciones resinosas, importantes para promover retención en los microporos del esmalte y en los túbulos dentinarios. De este modo se describe una adhesión química simultánea a toda la estructura dental, por lo que la compañía Kuraray desarrolla el primer material dental de sistema adhesivo que promovía la adhesión química y mecánica al esmalte y dentina. Así se impulsaron mayores investigaciones y se desarrollaron nuevos materiales que mejoraron la adhesión, inclusive hacia los metales (Carrillo, 2018, págs. 135-142).

3.2.2. Tipos de Adhesión

Existen varios mecanismos que permiten la adhesión:

- Adhesión física:

Es la que se consigue mediante la traba mecánica entre las partes que se desean unir. Se clasifica en:

- Adhesión química o específica: “se logra por la reacción química entre dos superficies de contacto al generar un intercambio de electrones por fuerzas de Van der Waals. Fija la restauración permanentemente al sustrato dentario y tiene la capacidad de sellar los túbulos dentinarios para evitar microfiltraciones. Este tipo de adhesión es el utilizado en la odontología contemporánea y es la utilizada en ortodoncia” (Henostroza, 2003, pp. 162-169).
- Macromecánica: “se logra mediante la elaboración de cavidades que deben lograr retención o anclaje de los materiales que van a ser usados para el relleno. La conformación de la cavidad depende si la restauración es directa (plástica) o indirecta (rígida)” (Henostroza, 2003, pp. 162-169).
- Micromecánica: “se produce por dos mecanismos en donde se involucran la superficie dentaria y los cambios dimensionales que puedan tener los biomateriales restauradores al endurecerse” (Henostroza, 2003, pp. 162-169).

3.2.3. Fenómenos físicos que intervienen en la adhesión

Existen ciertas características de los sustratos a unir que pueden influir en la adhesión, por lo que es importante considerarlos durante el estudio de este apartado:

- **Tensión superficial y energía superficial:** “son manifestaciones de energías libres en la superficie de un líquido o un sólido respectivamente” (Henostroza, 2003, pp. 162-169). La **tensión superficial** es un fenómeno mediante el cual la superficie de un líquido se comporta como una delgada capa elástica. Esto ocurre por las fuerzas cohesivas de las moléculas de los líquidos, las cuales se atraen fuertemente entre sí y forman una película de superficie (Vinagre & Ramos, 2016, pp. 59-97). La tensión superficial es importante para el adhesivo puesto que, si esta es menor, las posibilidades de que el adhesivo hidrate a los tejidos dentarios es mayor, así se forma un mejor contacto favoreciendo las uniones químicas y físicas (Henostroza, 2003, pp. 162-169).

La **energía superficial** es la energía que se necesita para romper las fuerzas de enlaces intermoleculares las cuales están formando la superficie de un material (Vinagre & Ramos, 2016, pp. 59-97). Es necesario que la energía superficial sea mayor que la tensión superficial puesto que de esa manera atrae a su superficie las moléculas de los biomateriales, existe una mejor adhesión y por lo tanto existe menor probabilidad de que el material se deforme o se fracture. El aumento de la energía superficial se consigue mediante la previa desinfección de la superficie dental y el uso del ácido fosfórico, procurando una óptima adhesión (Henostroza, 2003, pp. 162-169).

- **Humectancia:** es la capacidad de un líquido de mojar un sólido. Un sólido tiene mayor capacidad de humectarse si tiene una alta energía superficial y una baja tensión superficial, de lo contrario impedirá que el líquido moje el sólido y sólo se formarán gotas en la superficie. La humectancia es importante para el adhesivo puesto que mientras mayor sea su humectancia mejor será su contacto con el sustrato, así favorece a la adhesión física y química. La unidad de la humectancia es el ángulo de

contacto el cual debe ser pequeño para una mejor capacidad de humedecimiento (Henostroza, 2003, pp. 162-169).

- Capilaridad: es un fenómeno mediante el cual si un líquido llegase a contactar con un tubo (capilar) de diámetro pequeño, el primero se introducirá por aquel tubo. Mientras menor sea la tensión superficial del líquido, mayor será la tendencia de introducirse a través de ese capilar. El esmalte dental al tener poco contenido de agua, tiene una tensión superficial alta por lo que es necesario el grabado ácido de esta superficie de manera que se generan microporosidades (capilares) para que el adhesivo fluya a través de ellos (Henostroza, 2003, pp. 162-169).

3.2.4. Adhesión en el esmalte

Como se observó anteriormente hubieron varias investigaciones para resolver que la concentración del ácido fosfórico debía oscilar entre el 30% al 40% y el tiempo ideal debía ser de 15 segundos para no maltratar la superficie dental y proporcionar una superficie más retentiva, de esa manera se obtiene una apropiada unión de la resina en el sustrato dental (Roberson, Heymann, & Swift, 2007).

La unión del adhesivo al esmalte se da por el aumento de la energía superficial gracias al grabado ácido del esmalte formando microporosidades las cuales aumentan el área de superficie al ser recubiertas por el adhesivo formando tags resinosos o prolongaciones de resina (Forgearini & Nocchi, 2008, pp. 103-115). El grabado ácido elimina casi 10 μm de la superficie del esmalte y crea una capa porosa de 5 a 50 μm de profundidad. Esta superficie irregular es el resultado de la disolución de cristales de hidroxiapatita (Paradella & Fava, 2007, pp. 4-9). El adhesivo al tener baja viscosidad y baja tensión superficial puede fluir a través de estas microporosidades y rellenarlas, y en conjunto con la polimerización se instaura una unión micromecánica (Forgearini & Nocchi, 2008, pp. 103-115). Existen dos tipos de prolongaciones resinosas que se producen gracias al grabado ácido y por la colocación del adhesivo en la superficie dental: las macro prolongaciones resinosas las cuales rellenan el espacio que rodea los prismas

del esmalte; y las micro prolongaciones de resina resultan de la infiltración de la resina en las microporosidades de los prismas del esmalte, siendo los más importantes para la retención de la resina en el esmalte (Meerbeek, et al., 2003, pp. 215-235).

3.3. Adhesión en ortodoncia

La adhesión en ortodoncia se produce entre los sustratos diente-bracket, gracias a los fenómenos químicos y físicos que proporciona la adhesión mediante el uso adecuado del ácido fosfórico en el esmalte, consecuentemente el adhesivo y en su mayoría la resina que es particularmente de uso ortodóncico. En la actualidad, debido al avance de la tecnología, el esmalte dental y los brackets son sólidamente unidos durante el periodo de tratamiento activo (Inoue, Yoshikawa, Yamamoto, & Matsumoto, 2015, pp. 115-121). Como es de esperarse, así como los sistemas adhesivos han ido evolucionando con el tiempo, también lo han hecho los agentes cementantes. Ahora la resina no es la única vía para la cementación de brackets; el ionómero de vidrio es también una opción que se ha vuelto ampliamente utilizada por los ortodoncistas puesto que este material a diferencia de la resina libera fluoruros los cuales disminuyen la incidencia de desmineralización del esmalte alrededor de los brackets (Chatzistavrou, Eliades, Zinelis, Athanasiou, & Eliades, 2010, págs. 1-8) (Nascimento, Fernandes, Figueiredo, & Faria-E-Silva, 2016, pp. 101-107).

3.3.1. Agentes cementantes en ortodoncia

3.3.1.1. Ionómero de vidrio

- Autocurado

Los cementos de ionómero de vidrio (GIC) se componen de cristales de sílice y alúmina, y fluoruros formando un compuesto denominado fluoraluminosilicato. El líquido, por su parte se compone de agua y soluciones de ácidos polialquenoicos y ácido tartárico para prolongar el tiempo de trabajo. Aprovechan la quelación de carboxilo en el esmalte que reaccionan con el aluminio silicato de vidrio, el cual al fundirse en presencia de flujos de fluoruro da como resultado una composición alcalina que libera iones fluoruro cuando existe ácidos en la

superficie. Una de las ventajas del ionómero de vidrio es que, por su propiedad de liberación de fluoruros, existe una inhibición de caries, apoyan el movimiento de calcio, estroncio y otros iones asociados con la remineralización del esmalte y la dentina. En comparación con los cementos de policarboxilato, los ionómeros de vidrio muestran una mayor resistencia de adhesión al esmalte, la dentina y los metales (Henostroza, 2003, pp. 162-169) (Ewoldsen & Demke, 2001, pp. 45-48).

Sin embargo, una de las desventajas de los ionómeros de vidrio es que son sensibles a la técnica, y se agrietan en ambientes secos. Por su baja resistencia a la fractura, la ortodoncia utiliza este material principalmente a la cementación de bandas gracias a la inhibición de la desmineralización del esmalte adyacente y su mejor retención de la banda en los dientes con tendencia a la caries. El cemento de ionómero de vidrio se ha probado para la unión del bracket al diente, pero se ha comprobado que la retención del bracket fue baja en comparación con la resina (Santin, et al., 2018, pp. 128-132) (Ewoldsen & Demke, 2001, pp. 45-48). Es por esta razón que se ha determinado que el cemento de ionómero de vidrio convencional carece de las propiedades físicas necesarias para retener los brackets durante todo el tratamiento. La ventaja es que su adhesión química y tolerancia a la humedad eliminan la necesidad de grabado ácido (Zhang, et al., 2013, pp. 1013-1024).

- Fotocurado

El uso del ionómero de vidrio en ortodoncia aumentó considerablemente con el desarrollo de ionómeros de vidrio modificados con resina (RMGIC). Los RMGIC son cementos adhesivos con propiedades físicas mejoradas e hidrogeles más estables en comparación con los ionómeros convencionales. La adición de 10% a 20% de monómeros de resina a los ionómeros dio como resultado un cemento que inicialmente se endurece mediante la polimerización. Aunque se puede agregar una cantidad limitada de monómero de resina a la solución de ácido polialquenoico, la polimerización de los monómeros de resina acelera el endurecimiento inicial de los RMGIC sin interferir significativamente con la reacción de fraguado ácido-base, la liberación de fluoruro o la quelación de los

grupos carboxilo a las superficies metálicas y dentales (Ewoldsen & Demke, 2001, pp. 45-48). Además de la unión química de los RMGIC, los monómeros de resina penetran en las irregularidades de la superficie para producir un enlace micromecánico después de la polimerización, esto hace que mejoren las propiedades físicas tempranas, especialmente la resistencia a la fractura. El endurecimiento sostenido que presenta post polimerización, la liberación y recarga sostenida de fluoruro, y la inhibición de caries son similares en comparación con los ionómeros de vidrio convencionales. También son similares las capacidades de ambos GIC y RMGIC para unirse químicamente en presencia de humedad (Santin, et al., 2018, pp. 128-132) (Justus et al., 2010, págs. 66-75) (Ewoldsen & Demke, 2001, pp. 45-48).

3.3.1.2. Resina

Las primeras resinas en utilizarse como medio de unión del bracket al diente fueron las resinas activadas químicamente, sin embargo, al presentarse como dos pastas que requerían mezclarse se incorporaban burbujas de aire al material reduciendo sus propiedades e inhibiendo su polimerización, lo que consecuentemente hacía que el tiempo de trabajo fuese más largo. Por estas razones, los materiales de ortodoncia activados por luz se han utilizado cada vez más para la unión de brackets al esmalte dental (Silva, et al., 2013, pp. 279-283). Los adhesivos de resina contienen monomios de polímeros (bis-GMA, UDMA, TEGDMA), rellenos inorgánicos (cuarzo, vidrio y partículas de sílice coloidal), iniciadores de polimerización, estabilizadores y pigmentos. Su polimerización puede ser de autocurado, fotocurado o duales. Generalmente los adhesivos de resina activados por luz son mayormente utilizados y son almacenados en paquetes opacos, su ventaja principal es que no se requiere mezclar, lo que elimina las variables de la técnica (Sofan, et al., 2017, pp. 1-17).

Puesto que la ortodoncia es un potencial desmineralizador del esmalte, actualmente existen resinas que liberan iones de fluoruro, son conocidas como poliácidas, las cuales podrían ayudar a evitar la formación de caries, sin embargo presenta una disminución en las propiedades mecánicas, por lo que el ionómero de vidrio es el material de elección cuando se trata de inhibir con mayor

seguridad la formación de caries, sobre todo en pacientes que son vulnerables (Nicholson, 2014, pp. 60-69).

Los adhesivos de resina se adhieren al esmalte seco y grabado mediante el mismo mecanismo de unión mecánica que los RMGIC. Debido a que los monómeros de resina contienen pocos o ningún grupo carboxilo, la quelación al esmalte, la dentina y las superficies metálicas no se produce. La adhesión óptima con resinas requiere grabado ácido y un campo de operación seco. Su polimerización ocurre mediante la activación de la resina con luz, la cual debe estar controlada por el operador, obteniendo sus propiedades físicas óptimas rápidamente. En general, las resinas son menos quebradizas y más resistentes a las fracturas que los cementos (Inoue et al., 2015, pp. 115-121).

3.3.2. Sustancias acondicionadoras del esmalte

3.3.2.1. Clorhexidina

La clorhexidina es uno de los agentes antibacterianos más utilizados en odontología. Se ha demostrado que es eficaz para el control de la placa y como un tratamiento complementario para las enfermedades periodontales (Hussein et al., 2014, pp. 688-692). Es el agente antimicrobiano documentado más potente contra el *Streptococcus Mutans* y la caries dental. Está cargada positivamente y reacciona con la superficie de la célula microbiana cargada negativamente, destruyendo así la integridad de la membrana celular. Posteriormente, la clorhexidina penetra en la célula y provoca la filtración de componentes intracelulares que conducen a la muerte celular. Dado que las bacterias gram positivas tienen una carga más negativa, son más sensibles a este agente (Catalbas et al., 2011, pp. 76-81). Se puede encontrar comercialmente como enjuague bucal y en pastas dentales a una concentración del 0.12%. Para uso odontológico está disponible generalmente a una concentración del 0,2% (Demir, Malkoc, Sengun, Koyuturk, & Sener, 2005, pp. 392-396) (Slot, Berchier, Addy, Van der Velden, & Van der Weijden, 2014, pp. 25-35).

3.3.2.2. Hipoclorito de Sodio

El hipoclorito de sodio (NaOCl) es el desinfectante más utilizado en la industria alimentaria a pesar de la creciente disponibilidad de otros desinfectantes. El hipoclorito de sodio cumple con muchos requisitos como desinfectante ideal y, además, tiene una excelente acción de limpieza. La efectividad del hipoclorito de sodio en los procesos de limpieza y desinfección depende de la concentración de cloro disponible y del pH de la solución (Demirel, et al., 2019, pp. 1-6). Es un lubricante antiséptico y económico que se ha utilizado en diluciones que van del 0,5% al 5,25%. Una de sus propiedades es la de disolver el tejido vital y necrótico al descomponer las proteínas en aminoácidos. La disminución de la concentración de la solución reduce su toxicidad, el efecto antibacteriano y la capacidad de disolver los tejidos. En odontología su principal uso es en endodoncia para irrigar el sistema de conductos. Sin embargo, en la especialidad de ortodoncia es también utilizado como desproteinizador del esmalte, es decir actúa como eliminador de la materia orgánica de la superficie del esmalte para optimizar la adhesión (Bosch-Aranda, Canalda-Sahli, Figueiredo, & Gay-Escoda, 2012, pp. 194-198).

3.3.3. Influencia del preacondicionamiento del esmalte previo a la cementación de brackets con agentes cementantes de fotocurado

Uno de los desafíos iniciales a los que se debe enfrentar el ortodoncista es lograr una apropiada adhesión entre la aparatología fija y el esmalte dental para satisfacer eficazmente sus necesidades. La fuerza de unión entre el esmalte y el bracket debe ser la suficiente para que soporte las cargas mecánicas de ortodoncia y de la masticación, pero a su vez no debe comprometer la integridad del esmalte una vez que se decida retirar la aparatología (Trindade, et al., 2013, pp. 1423-1427). La fuerza de unión depende de la habilidad del profesional durante el proceso de cementación, la colaboración del paciente, características químicas del sistema adhesivo, calidad del bracket y la preparación de la superficie del esmalte previo a la adhesión (Hasija et al., 2017, pp. 280-283) (Bayona et al., 2010, pp. 10-17).

Como se conoce, el uso de aparatología fija intensifica la acumulación de restos alimenticios y placa bacteriana provocando desmineralización del esmalte, caries, y enfermedad periodontal. Con el fin de evitar estos inconvenientes se ha sugerido la preparación del esmalte previo a la cementación de los brackets con sustancias como hipoclorito de sodio y clorhexidina, las cuales son agentes antimicrobianos que generalmente se prescriben y utilizan como un complemento de la terapia convencional para reducir la acumulación de placa bacteriana y la desmineralización del esmalte durante el tratamiento (Hussein et al., 2014, pp. 688-692). La clorhexidina es de elección en la mayoría de tratamientos por ser muy potente en contra de los estreptococos mutans y la caries dental. Un estudio demostró que la clorhexidina tiene una fuerte afinidad por las superficies dentales la cual aumenta con el grabado ácido, lo que puede sugerir que la aplicación de la clorhexidina podría mejorar la resistencia de la unión adhesiva. Aún así, el mismo estudio recomienda que la aplicación de la clorhexidina debe realizarse previo al grabado ácido, de lo contrario la adhesión puede verse afectada (Catalbas et al., 2011, pp. 76-81).

Por su parte el hipoclorito de sodio tiene un amplio uso en ortodoncia, mayor que el uso de la clorhexidina, y es utilizado como desproteinizador del esmalte previo a la cementación de brackets. Estudios han demostrado que uno de los factores por los que podría fallar la adhesión es por la presencia de sustancias orgánicas (proteínas) de la superficie del esmalte dental que impide que el ácido fosfórico grave eficazmente, dando como resultado patrones de grabado inconsistentes (Justus et al., 2010, págs. 66-75). Espinosa et al (2008, pp. 13-20), demostraron que acondicionar el esmalte con 5.25% de hipoclorito de sodio por 1 minuto previo al grabado ácido mejora la calidad del enlace entre el diente y el bracket debido a la eliminación de la materia orgánica de la superficie del esmalte. Utilizando el hipoclorito de sodio se conformaron patrones de grabado de tipo 1 y 2, mientras que el patrón de grabado de tipo 3 predominó cuando no se usó este desinfectante (Espinosa et al., 2008, pp. 13-20). Abdelmegid (2018, pp. 591-596) respalda la eficiencia del hipoclorito de sodio manifestando que su uso antes y después del grabado ácido incrementó la rugosidad de la superficie del

esmalte comparado con el uso sólo del ácido fosfórico al 32% (Abdelmegid, 2018, pp. 591-596).

En cuanto a los agentes cementantes en ortodoncia, el que ha sido mayormente utilizado ha sido la resina compuesta, sin embargo, al introducirse en el mercado el cemento de ionómero de vidrio modificado con resina por sus propiedades anticariogénicas, surgen las dudas de si la adhesión del ionómero de vidrio para la cementación de los brackets es lo suficientemente fuerte como para resistir las cargas masticatorias y de ortodoncia; y cuál de los preacondicionadores potencian esta característica. Toledano & Osorio (2003, pp. 56-63) manifiestan que la resistencia a la descementación es mayor cuando se utiliza ácido fosfórico como agente grabador. En el estudio de Justus et al (2010, pp. 66-75) se comparó la resistencia al cizallamiento utilizando resina Transbond XT y cemento de ionómero de vidrio Fuji Ortho LC con y sin la preparación previa del esmalte mediante hipoclorito de sodio al 5.25%. Se encontró que la adhesión se incrementa al desproteinizar el esmalte por 1 minuto antes del grabado ácido y el resultado fue estadísticamente significativo en el grupo de ionómero de vidrio (Justus et al., 2010, págs. 66-75).

No obstante, existen pocos estudios que asocian la resistencia a la descementación de la resina compuesta con el uso de la clorhexidina y prácticamente no existen estudios que relacionen a este desinfectante con el ionómero de vidrio modificado con resina, por lo que la presente investigación tiene la intención de revelar la influencia del pre acondicionamiento del esmalte utilizando hipoclorito de sodio y clorhexidina, en la adhesión al emplear los agentes cementantes de fotocurado mayormente usados en ortodoncia.

3.4. El bracket en ortodoncia

3.4.1. Características

La aparatología fija en ortodoncia se utiliza para transmitir fuerzas hacia los dientes con el fin de corregir sus malposiciones. Generalmente son cementados en la cara vestibular de las piezas dentales, sin embargo, la técnica lingual como

su nombre mismo lo indica, posiciona sus brackets en las caras palatinas y linguales de los dientes (Currie & Gillgrass, 2004, pp. 463-471).

Los brackets generalmente constan de las siguientes partes: (Currie & Gillgrass, 2004, pp. 463-471).

- Una base, con configuraciones diferentes.
- Una ranura o slot, en donde descansa el arco de trabajo.
- Aletas o ganchos, en donde se fijan aditamentos como elásticos, módulos, cadenetas, ligadura metálica.

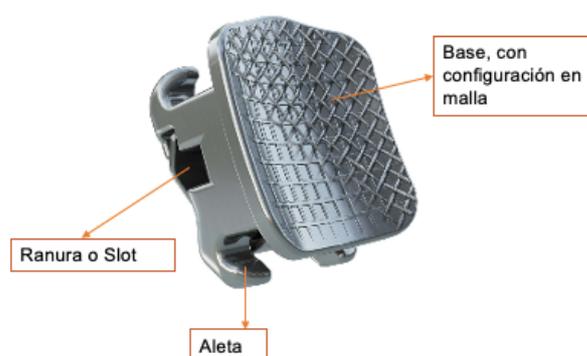


Figura 1. Partes de un bracket. Tomado de Cáceres, 2018

La base del bracket permite su adhesión a la superficie dental, por este motivo sus diseños pueden variar con el fin de crear retenciones micromecánicas con el diente. Puede tener perforaciones (brackets antiguos), malla única o doble malla que pueden tener diferentes tamaños; pueden ser sinterizados o pueden poseer muescas fundidas en la base. Químicamente, pueden tener una cubierta de adhesivo y/o partículas de cerámica (Kumari & Nayan, 2019, pp. 9-10). Estudios demuestran que los brackets con malla única o doble malla favorecen una buena adhesión, sin embargo, no existe una diferencia significativa entre los dos tipos. Cabe recalcar que una base con doble malla reduce el estrés transmitido al esmalte que se genera al despegar un bracket (Shygali, Bhayya, Urs, & Subramaniam, 2015, pp. 76-82).

3.5. Fuerzas en ortodoncia

Los movimientos dentales inducidos por ortodoncia ocurren mediante la aplicación de fuerzas. Se define a la fuerza como la acción de un cuerpo sobre otro para alterar su estado de reposo en el espacio. La fuerza tiene cuatro componentes que son magnitud, dirección, punto de aplicación y línea de acción de la fuerza. Para mover un diente de una forma predecible, la fuerza debe ser aplicada con una magnitud óptima, de manera que ocurra una respuesta biológica adecuada en el ligamento periodontal; debe tener una dirección deseable y su punto de aplicación debe ser el correcto en el diente (Upadhyay & Nanda, 2015, pp. 74-89). Existen varios tipos de fuerza al ejercer un movimiento dental inducido por ortodoncia:

- Tensión o tracción

Es el acto o efecto de tirar, arrastrar y mover. En mecánica, expresa la situación de un cuerpo cuando está bajo la acción de una fuerza que tiende a alargarlo. En ortodoncia, este término es más preciso para describir la tensión que sufren las fibras periodontales al producirse un movimiento dental (Consolaro, 2012, pp. 27-29).

- Compresión

Cuando se aplican fuerzas dentro de un sistema de tensión existe un aumento de la presión debido a la acción de fuerzas o agentes externos, como en el movimiento de ortodoncia. El término es perfectamente consistente con lo que se conoce como lado de presión (Consolaro, 2012, pp. 27-29).

- Cizallamiento

Es la aplicación de fuerzas próximas y paralelas en diferentes direcciones, lo que produce un desplazamiento de dos superficies que están unidas entre sí. Es inducida por un esfuerzo cortante en el material (Tam, Bollu, Chaundhry, & Subramani, 2017, pp. 1212-1217).

Al aplicar una fuerza que no pase por el centro de resistencia del diente, es decir que no pase a través del punto de mayor concentración de masa de este, se producirán rotaciones, o mejor conocido en ortodoncia como momentos (Upadhyay & Nanda, 2015, pp. 74-89). Cuando se cementa un bracket en un diente, este aditamento se somete a funcionar bajo las fuerzas antes

mencionadas, produciendo tres tipos de momentos: de primer orden o dentro-fuera en el plano horizontal, de segundo orden o angulación (mesio-distal), y de tercer orden o inclinación (vestíbulo-palatino). Tanto las fuerzas como los momentos se producen concomitantemente debido a las cargas ortodónticas, cargas oclusales y hábitos que pueda tener el paciente; por lo que el bracket debe tener la adhesión suficiente para resistir cualquier acontecimiento (Katona & Long, 2006, pp. 60-64).

Se ha reportado que la masticación y la deglución producen alrededor de 1800 contactos interoclusales al día. Además, las fuerzas aplicadas a los dientes durante la masticación varían de un individuo a otro, y es diferente si es hombre o mujer (Imani, Aghajan, Momeni, & Ahmad, 2018, pp. 351-357) (Okeson, 2008, pp. 25-57) (Curiqueo, Salamanca, Borie, Navarro, & Fuentes, 2015, pp. 443-447). El estudio de Curiqueo et al (2015, pp. 443-447) menciona que la carga máxima promedio de mordida de una mujer es de 466 Newton (N) en la región de molares, 431 N en premolares, 232 N en caninos y 174 N en incisivos. Por su parte la carga máxima promedio en los hombres fue de 698 N en molares, 516 N en premolares, 322 N en caninos, 220 N en incisivos. Un estudio de elementos finitos concuerda con el anterior reportando que el sector anterior puede soportar fuerzas hasta 222 N; el de los premolares hasta 453 N; y los molares 450 N. Como es evidente, estas fuerzas sobrepasan las del día a día o las fuerzas fisiológicas. Si una persona mantuviese una masticación con fuerzas de tal magnitud, las estructuras de los dientes, como la zona cervical se vería gravemente afectada. Además, seguramente los pacientes manifestarían dolor dental y/o muscular (Gélvez, Velosa, & Pérez, 2015, pp. 85-92). Las fuerzas masticatorias fisiológicas dependen de la dieta, no es lo mismo triturar alimentos duros que blandos. Anderson ha descrito que, si una persona mastica una zanahoria, se necesita una fuerza de 137 N (14 kg); si por el contrario mastica carne, la fuerza que necesita para triturarla es de 68 N (7 kg) (Okeson, 2008, pp. 25-57). Por lo tanto, el promedio de fuerzas transmitidas al bracket durante la masticación oscila entre los 40 N (4,07 kg) a 120 N (12,23 kg), por lo que, el bracket se verá afectado si la fuerza de adhesión es menor a la óptima y, por lo

contrario, el esmalte se afectará si la fuerza es muy alta (Sung, Kwon, & Kyung, 2013, pp. 235-241).

Reynolds (citado en Imani et al., 2018, pp. 351-357 y Henkin et al., 2016, pp. 67-73) establece que la fuerza de adherencia mínima aceptable de los brackets es entre 6–8 Megapascales (MPa) y que la resistencia de la unión debe ser menor a 10 MPa de modo que se evite una fractura del esmalte en la finalización del tratamiento de ortodoncia. Sin embargo, estos valores han sido ampliamente criticados porque no hay evidencia científica de que sean los adecuados para el uso clínico puesto que la adhesión de los brackets está sujeta a distintas variables por ejemplo fuerza de masticación de cada paciente, alimentación, hábitos, maloclusión, etc. (Henkin, et al., 2016, pp. 67-73).

3.6. Sustituto de la saliva natural para estudios *in vitro*

Las investigaciones que se realizan con fines de evaluar la calidad de materiales dentales y sus propiedades requieren de adecuar el medio en donde se llevará a cabo el experimento con las mismas condiciones que la cavidad oral. La saliva es un fluido fisiológico de color transparente y ligeramente ácido con un pH de 6 a 7, compuesta en el 99% por agua (Pytko-Polonczyk, Jakubik, Przeklasa, & Muszynska, 2017, pp. 807-813). Sus funciones principales son: lubricación y protección, acción buffer (amortiguadora) y limpieza, mantenimiento de la integridad de los dientes, actividad antibacterial, gusto y digestión (Humphrey & Williamson, 2001, pp. 162-169).

Proviene de la excreción de las glándulas parótidas, submaxilares y sublinguales y está compuesta por electrolitos (sodio, potasio, calcio, magnesio, bicarbonato y fosfatos), inmunoglobulinas, proteínas, enzimas, mucinas y productos nitrogenados como la urea y el amoníaco. Los bicarbonatos, fosfatos y urea interactúan para modular el pH y la capacidad de amortiguación de la saliva; las proteínas y mucinas limpian, agregan y unen microorganismos orales y contribuyen a la formación de la placa dental. El calcio, el fosfato y las proteínas trabajan juntos como un factor antisolubilidad y modulan la desmineralización y remineralización de los dientes. Las inmunoglobulinas, proteínas y enzimas por

su parte proporcionan acción antibacteriana (Pytko-Polonczyk et al., 2017, pp. 807-813).

Al ser un fluido importante para nuestra función digestiva se han creado sustitutos de saliva natural para ser usada por pacientes con xerostomía, que es la pérdida parcial o total de producción salival. La composición química y física de la saliva artificial trata de simular a la natural, sin embargo, al ser un fluido fisiológico, es complejo copiar todas sus características dado a que su composición varía y reacciona en función a cada organismo y su dieta. El uso de saliva natural en estudios *in vitro* a gran escala es difícil de llevar a cabo por a la variabilidad en su composición y a la falta de estabilidad fuera de la cavidad oral, por lo que la ciencia sugiere el uso de preparaciones sintéticas para obtener un entorno estable y estandarizado. Se han realizado estudios en donde prueban si la saliva artificial puede alterar la adhesión de composites, ionómeros de vidrio convencionales e ionómeros de vidrio modificados con resina y llegan a la conclusión que, aunque exista contaminación directa del esmalte con saliva durante el proceso de adhesión, la adhesión no se ve afectada, lo que no sucede así cuando existe contaminación en dentina (Shimazu, Karibe, & Ogata, 2014, pp. 545-550). Otra investigación sumergió los sustratos dentarios en saliva artificial durante 14 días y evaluaron la adhesión y la aspereza de la resina. Como resultados obtuvieron que ninguna de las dos variables se vio afectada, sin embargo, concluyen que la aspereza de la resina podría alterarse con saliva natural debido a los cambios constantes del pH en boca (Da Silva, 2015, pp. 800-804). De este modo podemos concluir que la saliva artificial no afecta o altera la adhesión de ciertos materiales odontológicos; su uso está enfocado en estandarizar protocolos de experimentos *in vitro* sobre todo para simular un ambiente bucal real.

3.7. Dientes bovinos como cuerpos de prueba en la resistencia a la adhesión

Para la realización de estudios experimentales *in situ* e *in vitro*, entre ellos pruebas de resistencia a la adhesión, se prefiere el uso de dientes humanos extraídos, no obstante, dado a que actualmente los tratamientos odontológicos

son conservadores y mínimamente invasivos, resulta difícil recopilar un gran número de órganos dentales para fines experimentales. Los dientes bovinos por su parte son relativamente más fáciles de obtener y se suelen encontrar en mejores condiciones que los dientes humanos, es por este motivo que se han utilizado durante los últimos años como sustrato alternativo de adhesión dental (Soares, et al., 2016, pp. 1385-1393). Un estudio comparó la química de los dientes humanos, bovinos, porcinos y ovinos. Los elementos químicos más abundantes en esmalte y dentina de las cuatro especies fueron el calcio (Ca) y el fósforo (P). La relación Ca / P fue mayor en el esmalte que en la dentina. En el esmalte humano fue 1,61, el más cercano a la hidroxiapatita pura, el esmalte bovino fue el más cercano al humano (1.57), seguido del ovino (1.51) y el porcino (1.48). En dentina, la relación Ca / P fue mayor en humanos (1.53) seguido de bovinos (1.48), porcinos (1.44) y ovinos (1.43). De esta manera, el esmalte y dentina humana mostraron el mayor grado de mineralización y el bovino mostró las proporciones más similares a los dientes humanos (Teruel, Alcolea, Hernández, & Ortiz, 2015, pp. 768-775). En cuanto a estudios histológicos, encontraron que existe mayor número de cristales del esmalte en los dientes bovinos que en los humanos, también se encontraron diferencias estructurales, como la densidad y el tamaño de los cristales, lo cual indica que pueden ser responsables de la diferencia significativa que existe entre el esmalte entre los dientes humanos y bovinos en las pruebas de resistencia a la tracción, ya que las propiedades físicas y mecánicas de los dientes dependen de la estructura del sustrato y no solo de su composición (Carvalho, et al., 2018, pp. 471-479). A pesar de estas diferencias químicas e histológicas, la revisión sistemática y el estudio de meta-análisis realizado por Soares et al (2016, pp. 1385-1393) obtuvo que no existe diferencia significativa en cuanto a la fuerza de adhesión comparando los dos tipos de dientes, tanto en esmalte como en dentina (Yassen, Platt, & Hara, 2011, pp. 273-282).

4. HIPÓTESIS

El preacondicionamiento del esmalte aumenta la resistencia adhesiva de los agentes cementantes en brackets metálicos convencionales cuando son sometidos a fuerzas de cizallamiento.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

Muestra:

Para la elaboración del estudio se requirió de 60 dientes bovinos. Se escogieron sustratos sanos con pared vestibular íntegra y sin desgastes oclusales.

Método:

Los dientes bovinos se preservaron en agua destilada durante el proceso de recolección de la muestra y se dividieron de la siguiente manera:

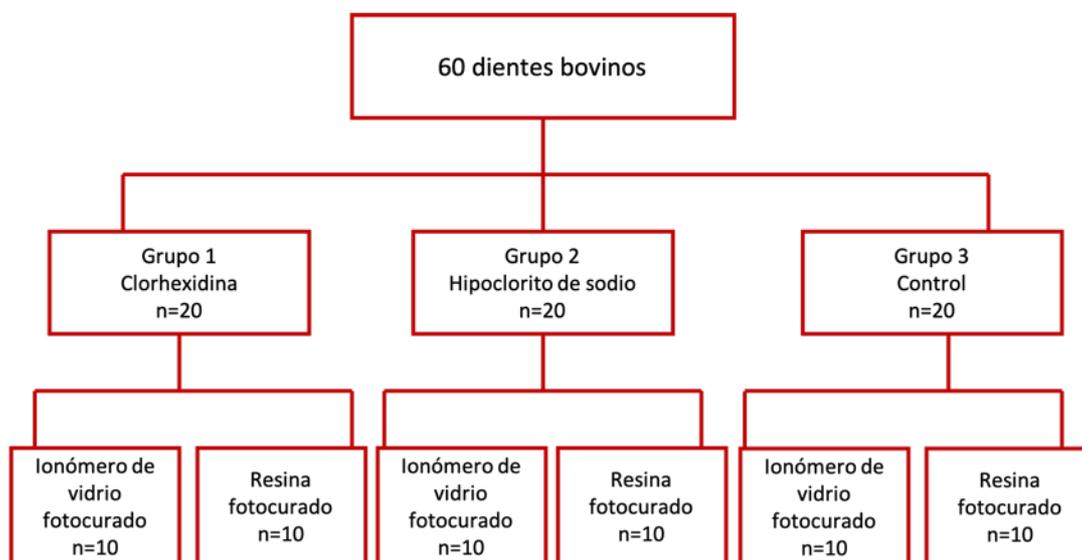


Figura 2. Mapa conceptual de la conformación de los grupos de estudio

Las raíces de los dientes se cortaron por la mitad con disco de diamante y posteriormente se insertaron en resina acrílica autopolimerizable, en moldes cúbicos de 1.5 cm x 1.5 cm. La superficie bucal de cada diente se colocó perpendicularmente a la base para facilitar la manipulación y los propósitos de prueba.



Figura 3. Sección de la raíz del diente con disco de diamante



Figura 4. Mezcla de polvo-líquido del acrílico autopolimerizable

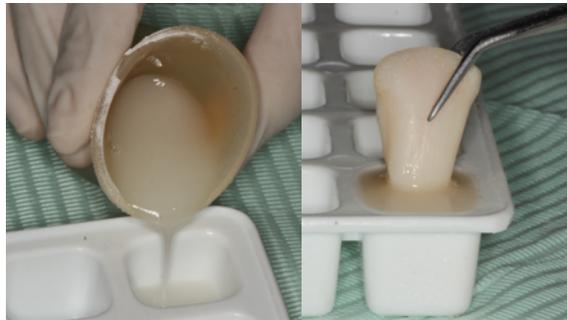


Figura 5. Introducción del diente en el molde cúbico con acrílico autopolimerizable

Antes de la unión del bracket, la superficie bucal de cada diente se limpió con agua y piedra pómez libre de fluoruro con un cepillo profiláctico y una pieza de baja velocidad durante 10 segundos. Se secó con aire de la jeringa triple durante el mismo tiempo.



Figura 6. Profilaxis de la cara vestibular del diente

Se utilizaron brackets metálicos convencionales Mini Master de la marca American Orthodontics y la cementación de brackets siguió el siguiente protocolo:



Figura 7. Brackets Mini Master American Orthodontics

Grupo 1 Clorhexidina:



Figura 8. Materiales para la cementación con clorhexidina (CHX) y ionómero de vidrio de fotocurado (RMGIC)

4. Enjuague del ácido con agua usando la jeringa triple por 30 segundos y secar la superficie del esmalte con la misma por 10 segundos, tomando el tiempo en un cronómetro.



Figura 12. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo CHX y RMGIC

Para la muestra con ionómero de vidrio fotopolimerizable:

- Hidratación de la superficie vestibular del diente con un algodón húmedo con agua destilada.

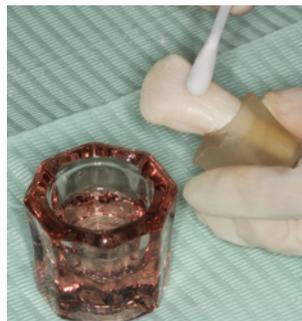


Figura 13. Hidratación de la cara vestibular de los dientes del grupo CHX y RMGIC

- Preparación del cemento de ionómero de vidrio Fuji Ortho LC (GC International Corp.) siguiendo las indicaciones del fabricante.

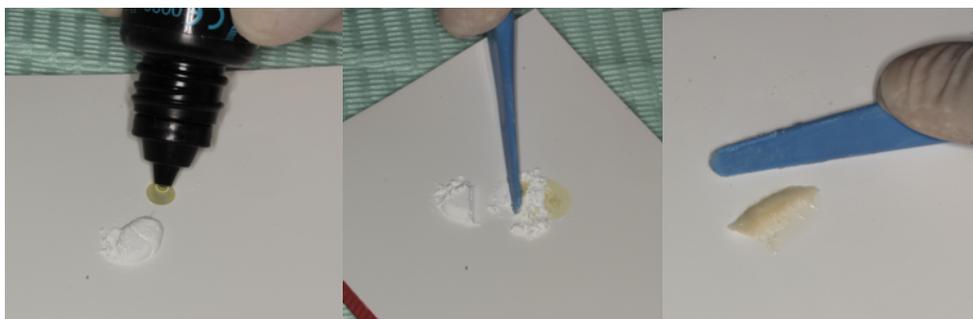


Figura 14. Preparación del RMGIC para el grupo CHX y RMGIC

- Colocación del preparado en la base del bracket.

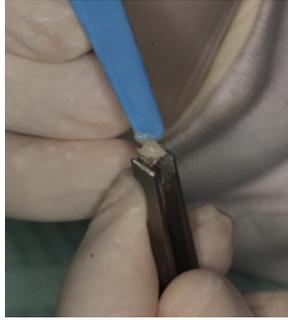


Figura 15. Ionómero de vidrio en la base del bracket para el grupo CHX y RMGIC

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

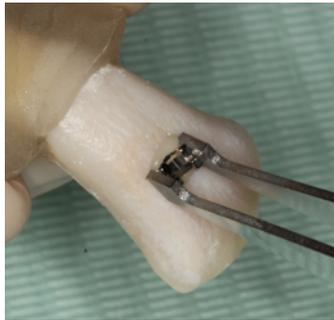


Figura 16. Posición del bracket en el diente para el grupo CHX y RMGIC

- Retiro de excesos del cemento con explorador.



Figura 17. Retiro de excesos cemento del grupo CHX y RMGIC

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 10 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 18. Fotopolimerización en el grupo CHX y RMGIC

Para la muestra con resina fotopolimerizable:

- Aplicación del adhesivo Transbond XT (3M Unitek) en la superficie dental con microbrush.



Figura 19. Aplicación de adhesivo para el grupo CHX y resina

- Colocación de resina Transbond XT (3M Unitek) en la base del bracket.



Figura 20. Resina en la base del bracket para el grupo CHX y resina

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

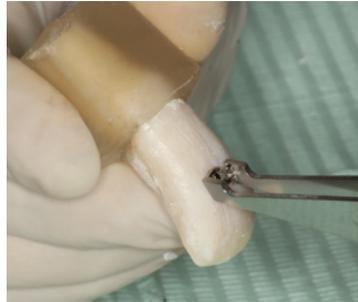


Figura 21. Posición del bracket en el diente para el grupo CHX y resina

- Retiro de excesos del cemento con explorador.



Figura 22. Retiro de excesos cemento del grupo CHX y resina

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 5 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 23. Fotopolimerización en el grupo CHX y resina

Grupo 2 Hipoclorito de Sodio:



Figura 24. Materiales para la cementación con NaOCl y RMGIC



Figura 25. Materiales para la cementación con NaOCl y resina

1. Profilaxis.
2. Aplicación de NaOCl al 5.25% en la superficie vestibular de cada diente con hisopo y dejar actuar durante 1 minuto, controlando el tiempo mediante cronómetro.



Figura 26. Preacondicionamiento del diente con NaOCl al 5,25%

3. Grabado ácido con ácido fosfórico Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE) al 37% durante 30 segundos, controlando el tiempo mediante cronómetro.



Figura 27. Grabado ácido para el grupo NaOCI y RMGIC

4. Enjuague del ácido por 30 segundos y secar la superficie del esmalte por 10 segundos, controlando el tiempo mediante cronómetro.



Figura 28. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo NaOCI y RMGIC

Para la muestra con ionómero de vidrio fotopolimerizable:

- Hidratación de la superficie vestibular del diente con un algodón húmedo con agua destilada

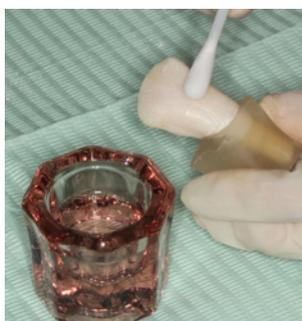


Figura 29. Hidratación de la cara vestibular de los dientes para el grupo NaOCI y RMGIC

- Preparación del cemento de ionómero de vidrio Fuji Ortho LC (GC International Corp.) siguiendo las indicaciones del fabricante.

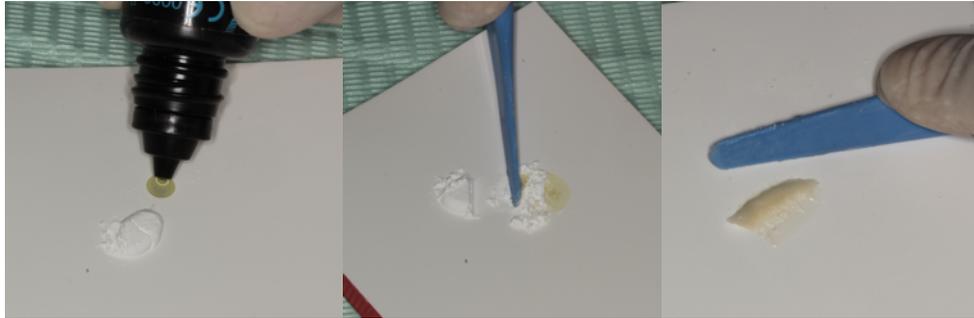


Figura 30. Preparación de RMGIC para el grupo NaOCl y RMGIC

- Colocación del preparado en la base del bracket.

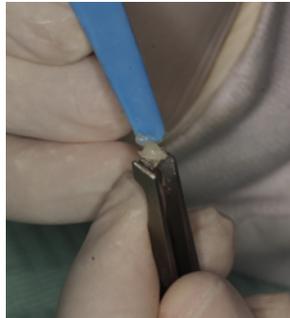


Figura 31. Ionómero de vidrio en la base del bracket para el grupo NaOCl y RMGIC

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

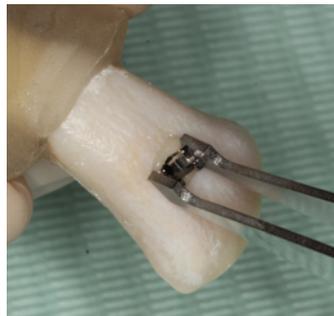


Figura 32. Posición del bracket en el diente para el grupo NaOCl y RMGIC

- Retiro de excesos del cemento con explorador.



Figura 33. Retiro de excesos de cemento del grupo NaOCl y RMGIC

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 10 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 34. Fotopolimerización en el grupo NaOCl y RMGIC

Para la muestra con resina fotopolimerizable:

- Aplicación del adhesivo Transbond XT (3M Unitek) en la superficie dental con microbrush.



Figura 35. Aplicación de adhesivo para el grupo NaOCl y resina

- Colocación de resina Transbond XT (3M Unitek) en la base del bracket.



Figura 36. Resina en la base del bracket para el grupo NaOCl y resina

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

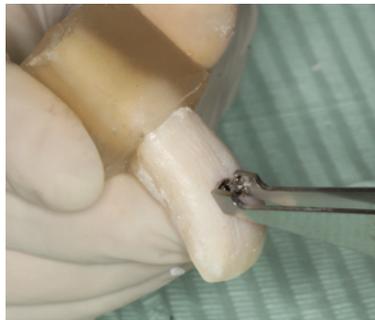


Figura 37. Posición del bracket en el diente para el grupo NaOCl y resina

- Retiro de excesos del cemento con explorador.



Figura 38. Retiro de excesos de cemento en el grupo NaOCl y resina

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 5 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 39. Fotopolimerización en el grupo NaOCl y resina

Grupo 3 Control:



Figura 40. Materiales para la cementación con RMGIC sin preacondicionante



Figura 41. Materiales para la cementación con resina sin preacondicionante

1. Profilaxis.
2. Grabado ácido con ácido fosfórico Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE) al 37% durante 30 segundos, controlando el tiempo mediante cronómetro.



Figura 42. Grabado ácido para el grupo control con RMGIC

3. Enjuague del ácido por 30 segundos y secar la superficie del esmalte por 10 segundos, controlando el tiempo mediante cronómetro.



Figura 43. Lavado y secado del ácido fosfórico del grupo control y RMGIC

Para la muestra con ionómero de vidrio fotopolimerizable:

- Hidratación de la superficie vestibular del diente con un algodón húmedo con agua destilada



Figura 44. Hidratación de la cara vestibular de los dientes para el grupo control y RMGIC

- Preparación del cemento de ionómero de vidrio Fuji Ortho LC (GC International Corp.) siguiendo las indicaciones del fabricante.

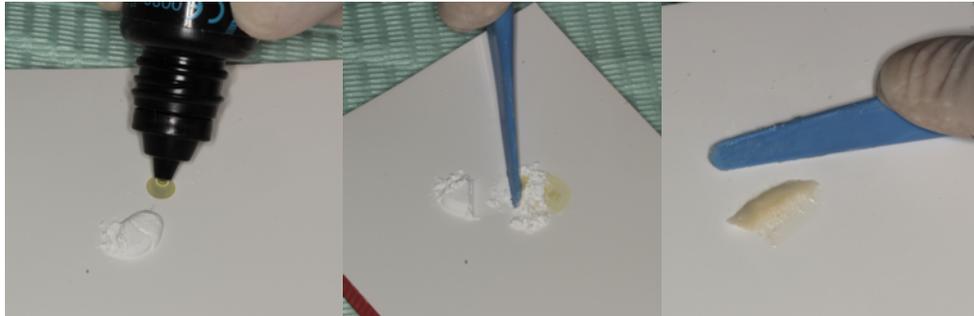


Figura 45. Preparación del RMGIC para el grupo control y RMGIC

- Colocación del preparado en la base del bracket.

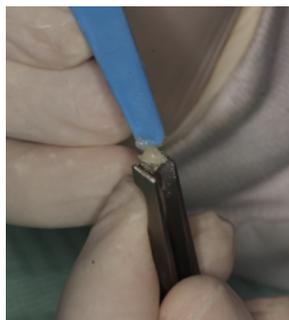


Figura 46. Ionómero de vidrio en la base del bracket del grupo control y RMGIC

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

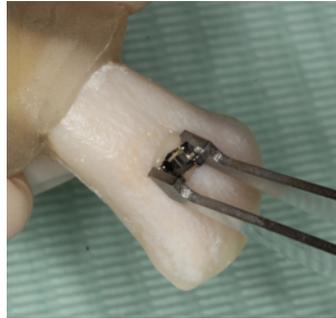


Figura 47. Posición del bracket en el diente para el grupo control y RMGIC

- Retiro de excesos del cemento con explorador.



Figura 48. Retiro de excesos del cemento del grupo control y RMGIC

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 10 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 49. Fotopolimerización en el grupo control y RMGIC

Para la muestra con resina fotopolimerizable:

- Aplicación del adhesivo Transbond XT (3M Unitek) en la superficie dental con microbrush.



Figura 50. Aplicación de adhesivo para el grupo control y resina

- Colocación de resina Transbond XT (3M Unitek) en la base del bracket.



Figura 51. Resina en la base del bracket para el grupo control y resina

- Posicionamiento del bracket usando portabackets en la superficie vestibular del diente en el centro de la corona clínica.

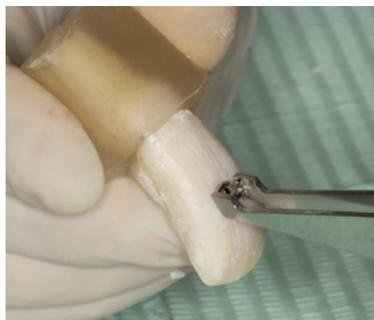


Figura 52. Posición del bracket en el diente para el grupo control y resina

- Retiro de excesos del cemento con explorador.

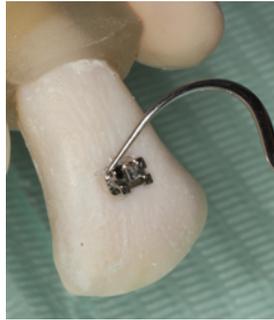


Figura 53. Retiro de excesos de cemento en el grupo control y resina

- Fotopolimerización con lámpara de fotocurado Optilight Max (Gnatus) durante 5 segundos por cada cara del diente (incisal, gingival, mesial y distal) a una intensidad de 1200 mW/cm².



Figura 54. Fotopolimerización en el grupo control y resina

Posteriormente los especímenes se almacenaron en saliva artificial y fueron incubados en la incubadora de la marca Clinical Scientific Equipment Co., modelo No. 100, del Laboratorio Clínico MCV a 37°C para simular la temperatura bucal durante 24 horas. La resistencia a la descementación que se generó en los 6 grupos de estudio se midió con una Máquina de Ensayos Universales de la marca MTS, modelo T 5002, del Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE) con una velocidad de 1 mm/minuto, a pruebas de cizallamiento.



Figura 55. Dientes embebidos en saliva artificial



Figura 56. Incubación de las muestras a 37°C durante 24 horas



Figura 57. Incubadora del Laboratorio Clínico MCV



Figura 58. Máquina de Ensayos Universales MTS de la ESPE



Figura 59. Muestras sometidas a la fuerza de cizallamiento

Los resultados que se obtuvieron con la Máquina de Ensayos Universales de la ESPE fueron en Newtons (N), una unidad de fuerza del Sistema Internacional de Unidades y se define como “la fuerza que, aplicada a un cuerpo que tiene una masa de 1 kilogramo, le comunica una aceleración de 1 metro por segundo cuadrado” (Franco, s.f.).



Figura 60. Monitor del registro de las fuerzas en Newtons

Para la realización del estudio, fue indispensable transformar estos valores en Megapascales (MPa) para entender el esfuerzo que sufrieron los materiales utilizados para resistir la fuerza de descementación. El cálculo de los MPa es igual a N/mm^2 , en donde los milímetros al cuadrado corresponden al área del bracket ($A = \text{base} \times \text{altura}$).

La medición de la base del bracket se realizó mediante un calibrador electrónico.



Figura 61. Medición de la base del bracket con calibrador electrónico

El procedimiento estadístico que se llevó a cabo es el de un modelo factorial con interacción de 2^2 con un factor controlable a dos niveles que fue el preacondicionamiento, un factor no controlable atribuible al tipo de cemento con dos niveles y un factor de control.

El procedimiento de tabulación y obtención de resultados se realizó con el software estadístico Minitab, cuya licencia está activa por la Universidad de las Américas.

6. RESULTADOS

Los datos obtenidos de cada muestra y su conversión en MPa se describen en las siguientes tablas:

Tabla 1. *Datos en Newtons y MPa del grupo Clorhexidina y Ionómero de Vidrio de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
88	12,406	7,093
80	12,267	6,521
130	12,226	10,633
83	12,096	6,861
94	12,268	7,662
83	12,465	6,95
76	11,942	6,364
81	12,153	6,665
82	12,432	6,595
78	12,609	6,186

Tabla 2. *Datos en Newtons y MPa del grupo Clorhexidina y Resina de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
65	13,387	4,855
160	12,14	13,179
128	11,799	10,848
96	12,335	7,782
163	12,124	13,444
126	12,163	10,359
115	11,939	9,632

98	11,83	8,284
130	12,268	10,596
129	12,18	10,591

Tabla 3. *Datos en Newtons y MPa del grupo Hipoclorito de Sodio y Ionómero de Vidrio de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
116	12,224	9,489
187	12,54	14,912
183	12,041	15,198
170	11,956	14,218
150	12,07	12,427
163	12,054	13,522
158	12,481	12,338
154	12,168	12,656
146	12,383	11,79
156	12,268	12,716

Tabla 4. *Datos en Newtons y MPa del grupo Hipoclorito de Sodio y Resina de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
239	12,348	19,355
176	12,124	14,516
155	12,234	12,669
216	11,897	18,155
187	12,47	14,995
227	12,197	18,611

179	12,096	14,798
191	12,36	15,453
199	11,939	16,668
172	12,432	13,835

Tabla 5. *Datos en Newtons y MPa del grupo Control y Ionómero de Vidrio de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
60	12,109	4,954
133	12,282	10,828
50	12,537	3,988
122	12,124	10,062
85	12,436	6,834
89	12,28	7,247
91	12,182	7,47
91	12,251	7,427
90	12,153	7,405
90	12,151	7,406

Tabla 6. *Datos en Newtons y MPa del grupo Control y Resina de fotocurado*

Fuerza (Newtons)	Área del Bracket	Esfuerzo de Cizallamiento (Megapascuales)
76	12,268	6,194
216	12,07	17,895
182	12,041	15,115
167	12,224	13,661
180	12,054	14,932
174	12,383	14,051

158	11,956	13,215
143	12,54	11,403
179	12,481	14,341
157	12,168	12,902

En base a estos resultados, se inicia con el estudio exploratorio del conjunto de variables, tal como se presenta a continuación:

Tabla 7. *Tabla de medias y medidas de validez estadística*

Preacondicionante + Cemento	Estadísticos (Valor)	Valor	Prob (al 0,05)
<i>Clorhexidina</i> + <i>Ionómero de Vidrio Fotocurado</i>	Media (Prom)	7,153	
	Desv. Estándar (s)	1,291	
	Coef. Variación (Cv)	0,180	
	Asimetría (As)	2,600	
	Curtosis (Ap)	7,304	
	Anderson- Darling (A-D)	1,390	<0,005*
	Grubbs (G)	2,700	0,000*
<i>Clorhexidina</i> + <i>Resina Fotocurado</i>	Media (Prom)	9,957	
	Desv. Estándar (s)	2,538	
	Coef. Variación (Cv)	0,255	
	Asimetría (As)	-0,600	
	Curtosis (Ap)	0,734	
	Anderson- Darling (A-D)	0,330	0,084
	Grubbs (G)	2,010	0,224

<i>Hipoclorito de Sodio</i> + <i>Ionómero de Vidrio Fotocurado</i>	Media (Prom)	12,927	
	Desv. Estándar	1,665	
	(s)		
	Coef. Variación	0,129	
	(Cv)		
	Asimetría (As)	2,600	
	Curtosis (Ap)	7,304	
	Anderson-Darling (A-D)	0,310	0,506
Grubbs (G)	2,060	0,176	
<i>Hipoclorito de Sodio</i> + <i>Resina Fotocurado</i>	Media (Prom)	15,906	
	Desv. Estándar	2,206	
	(s)		
	Coef. Variación	0,139	
	(Cv)		
	Asimetría (As)	0,323	
	Curtosis (Ap)	-1,068	
	Anderson-Darling (A-D)	0,300	0,520
Grubbs (G)	1,560	1,000	
<i>Control</i> + <i>Ionómero de Vidrio Fotocurado</i>	Media (Prom)	7,362	
	Desv. Estándar	2,022	
	(s)		
	Coef. Variación	0,275	
	(Cv)		
	Asimetría (As)	0,148	
	Curtosis (Ap)	0,370	
	Anderson-Darling (A-D)	0,600	0,084
Grubbs (G)	1,710	0,654	
<i>Control</i>	Media (Prom)	13,371	

+	Desv. Estándar	3,038	
	(s)		
	Coef. Variación	0,227	
	(Cv)		
	Asimetría (As)	-1,359	
	Curtosis (Ap)	3,613	
	Anderson-Darling (A-D)	0,620	0,077
Grubbs (G)	2,360	0,030*	

Nota *Significancia estadística al 0,05

De forma general, se puede afirmar estadísticamente, a un nivel de significación del 0,05 que el proceso experimental para medir la fuerza de descementación en MPa en brackets preacondicionados con clorhexidina y cementados con ionómero de vidrio de fotocurado no poseen características de homogeneidad ($Cv \neq 0$) y normalidad ($A-D = 1,390$ con $sig = <0,005 < 0,05$), además posee datos atípicos ($G = 2,700$ con $sig = 0,000 < 0,05$). Se demuestra que para esos componentes hubo variabilidad en la experimentación, es decir que no se cumplió con las condiciones de control experimental debido a que una de las muestras pudo presentar una diferencia en la calidad del esmalte.

De igual forma, se tiene que el grupo control (sin preacondicionamiento) y cementado con resina de fotocurado, sólo posee datos atípicos ($G = 2,360$ con $sig = 0,030 < 0,05$). Esto se debe a que uno de los cuerpos de prueba presentaba diferencia estructural respecto a los demás.

Por el contrario, las demás combinaciones de preacondicionamiento con los diferentes cementos poseen características de homogeneidad, normalidad y la no existencia de datos atípicos.

La representación gráfica de las medias de esfuerzo al cizallamiento del proceso experimental en función del preacondicionante y el tipo de cemento, tal que

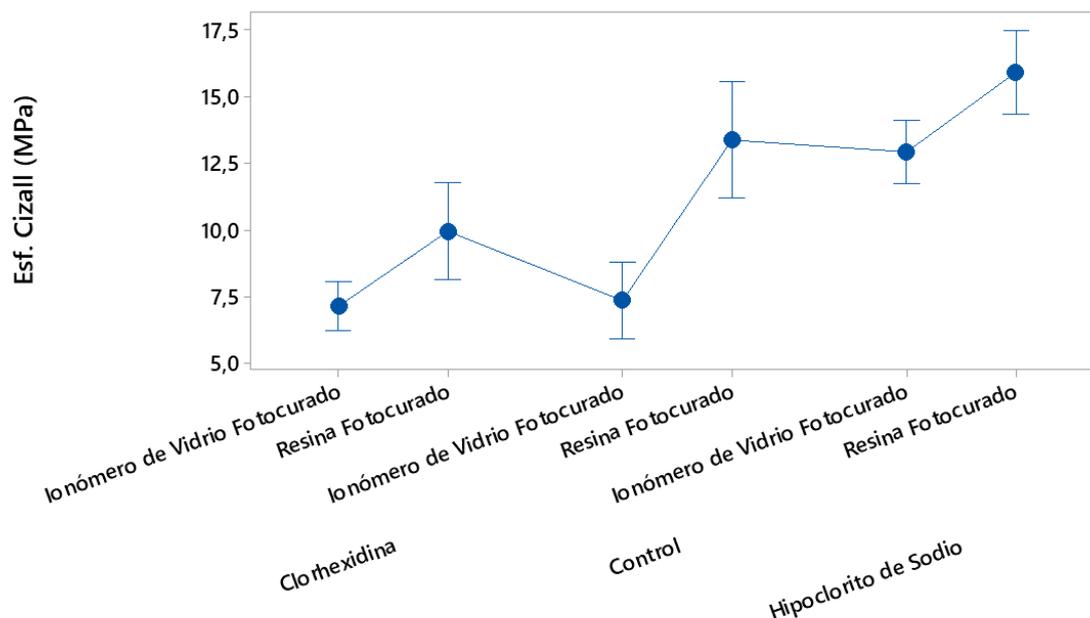


Figura 62. Gráfica de Intervalos de Esfuerzo al Cizallamiento (MPa)

Permite obtener una imagen de la variabilidad del proceso, es así, que es posible observar que el uso de la clorhexidina ofrece menos esfuerzo al cizallamiento que el hipoclorito de sodio, independientemente del tipo de cemento. Sin embargo, la resina de fotocurado sí presenta mayor desempeño respecto a la resistencia al cizallamiento en un preacondicionamiento de hipoclorito de sodio.

De forma analítica, se tiene el siguiente análisis de Varianza (ANOVA) que mide la variabilidad del cizallamiento MPa a las fuentes de variabilidad atribuidas al preacondicionamiento, cemento y la interacción de ambas.

Tabla 8. *Tabla de significancia estadística por variables y su interacción*

Fuente	Estadístico F	Prob (al 0,05)
Preacondicionamiento	37,18	0,000*
Cemento	47,84	0,000*
Interacción ⁺	3,35	0,042*

Nota +Variabilidad atribuida al preacondicionamiento y al cemento de forma simultánea.

*Significancia estadística al 0,05

Es decir, que a un nivel del 0,05 (5%) no existe evidencia estadística para afirmar que la media del esfuerzo al cizallamiento, en función de los tipos de preacondicionamiento, el tipo de cemento y la interacción entre ellos, sean iguales. Por lo tanto, podemos sospechar que tal diferencia sí existe y se atribuye al menos a algún tipo de preacondicionamiento o cemento, en términos formales esto implica rechazar la hipótesis nula de igualdad de medias.

De forma particular, obtenemos las pruebas de rango múltiple con sus respectivos gráficos, es así como la diferencia de medias se atribuye a la jerarquización que se realiza a continuación entre los tipos de preacondicionamiento.

Tabla 9. *Tabla de jerarquización de la efectividad de los preacondicionantes*

Tipo de Preacondicionamiento	Promedio	Agrupación
Hipoclorito de Sodio	14,416	A
Control	10,367	B
Clorhexidina	8,555	C

El tipo de preacondicionamiento de mayor desempeño se atribuye al Hipoclorito de Sodio (Prom = 14,416 MPa. Tipo A), entre tanto la Clorhexidina es el de peor desempeño respecto a la resistencia al cizallamiento (Prom = 8,555 MPa. Tipo C).

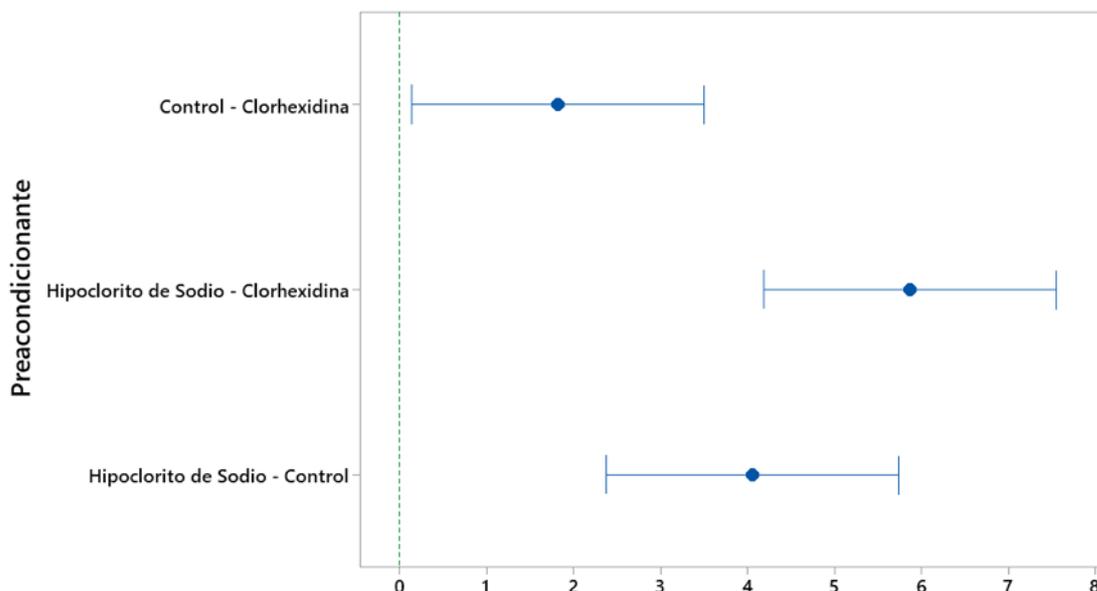


Figura 63. Diferencias de las medias de los precondicionantes para esfuerzo de cizallamiento (MPa) a un nivel de confianza del 95%

Nota Si un intervalo no contiene cero, las medias correspondientes son significativamente diferentes

Se puede observar que al comparar los precondicionamientos la diferencia entre el hipoclorito de sodio y la clorhexidina respecto al esfuerzo del cizallamiento es superior en 6 MPa a un nivel de confianza del 95%.

Por su parte, para el tipo de cemento se tiene que:

Tabla 10. Tabla de jerarquización de la efectividad de los tipos de cemento

Tipo de Cemento	Promedio	Agrupación
Resina Fotocurado	13,078	A
Ionómero de vidrio fotocurado	9,147	B

La resina fotocurado presenta mejor desempeño (Prom = 13,078 MPa. Tipo A) que el cemento de Ionómero de vidrio fotocurado (Prom = 9,147 MPa. Tipo B)

Mediante el siguiente gráfico podemos concluir que la diferencia del cemento de resina de fotocurado y el ionómero de vidrio respecto al esfuerzo de cizallamiento está alrededor de 4 MPa a un nivel de confianza del 95%.

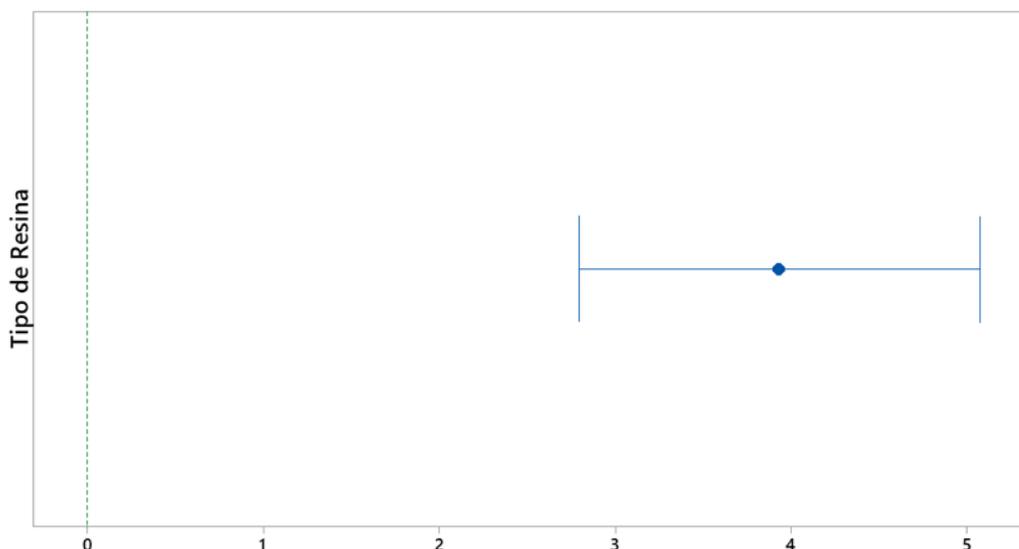


Figura 64. Diferencias de las medias de los tipos de cemento para esfuerzo de cizallamiento (MPa) a un nivel de confianza del 95%

Nota Si un intervalo no contiene cero, las medias correspondientes son significativamente diferentes

Finalmente, se presenta la combinación entre los tipos de preacondicionamiento y los tipos de cementos, tal que

Tabla 11. Tabla de jerarquización de la efectividad de la combinación de preacondicionantes con cementos

Preacondicionamiento + Cemento	Promedio	Agrupación
Hipoclorito de Sodio + Resina Fotocurado	15,906	A
Control + Resina Fotocurado	13,371	A
Hipoclorito de Sodio + Ionómero de vidrio fotocurado	12,927	B
Clorhexidina + Resina Fotocurado	9,957	C
Control + Ionómero de vidrio fotocurado	7,362	C
Clorhexidina + Ionómero de vidrio de fotocurado	7,153	C

De esta manera, tenemos que sin precondicionamiento o con precondicionamiento con Hipoclorito de Sodio utilizando cemento de Resina Fotocurado posee estadísticamente mejor desempeño (Prom > 13,371 MPa. Tipo A), respecto a cualquier otra combinación de precondicionamiento y cemento. Inclusive, la combinación de peor desempeño corresponde a cualquier combinación de cemento con un precondicionamiento de Clorhexidina.

Gráficamente, tenemos que:

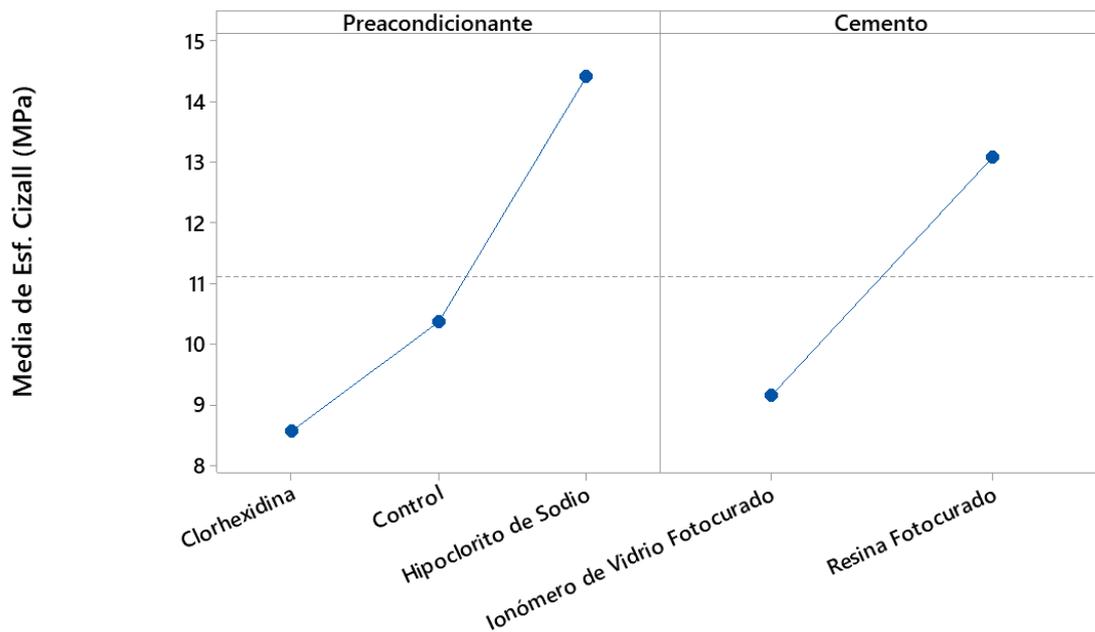


Figura 65. Gráfica de efectos principales para esfuerzo de cizallamiento (MPa)

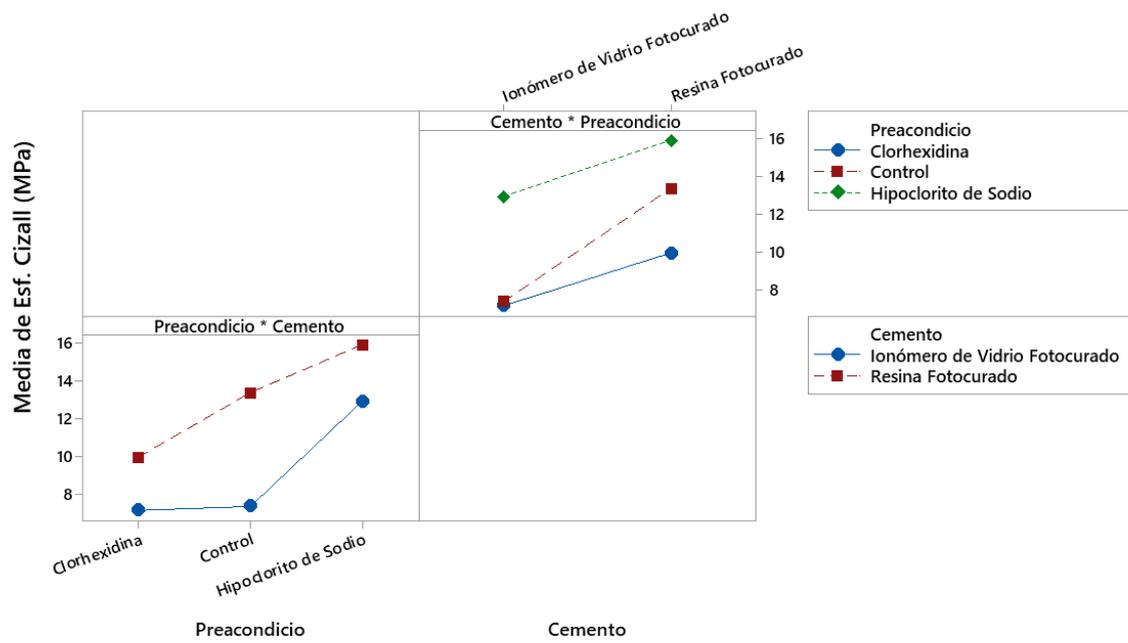


Figura 66. Gráfica de interacción para esfuerzo de cizallamiento (MPa) Medias ajustadas

7. DISCUSIÓN

La adhesión es una propiedad de importancia trascendental en la odontología puesto que de ello depende el pronóstico de sus tratamientos y la integridad de los órganos dentarios (Mandri, Aguirre, & Zamudio, 2015, pp. 49-54). Un buen tratamiento de ortodoncia depende de muchos factores, entre ellos, la calidad de los agentes cementantes que se utilicen para que su aparatología se mantenga íntegra la mayor cantidad de tiempo. La resina ha sido el material más utilizado durante varios años, sin embargo, el ionómero de vidrio modificado con resina (RMGIC por sus siglas en inglés) al poseer la propiedad de liberación de iones de fluoruro para evitar la formación de lesiones cariosas incipientes, ha hecho que gane popularidad (Ferreto, Chan, & Cáceres, 2016, pp. 8-14) (Wilson & Donly, 2001, pp. 255-259). El protocolo de cementación de brackets requiere de gran cuidado puesto que si se lo realiza en un medio contaminado la adhesión puede verse comprometida, razón por la cual se ha optado por desinfectar el esmalte dental previo a la instalación de la aparatología (Lacouture et al., 2012, pp. 36-44).

El propósito del presente estudio fue calcular el efecto del preacondicionamiento del esmalte con -hipoclorito de sodio al 5,25%- y -clorhexidina al 2%- en la resistencia adhesiva de la -resina Transbond XT- y -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- en brackets metálicos convencionales al someterlos a una fuerza de cizallamiento. Para el ensayo clínico se utilizaron 60 dientes bovinos, dado a que las características del esmalte y su mineralización son similares a la de los dientes humanos. Además estudios sistemáticos y de meta-análisis han demostrado que no existe diferencia significativa en cuanto a la fuerza de adhesión comparando los dos tipos de dientes (Teruel, Alcolea, Hernández, & Ortiz, 2015, pp. 768-775) (Soares, et al., 2016, pp. 1385-1393) (Yassen, et al., 2011, pp. 273-282).

En base a la literatura investigada el hipoclorito de sodio es el agente desproteinizador que tiene resultados más satisfactorios. Esto es confirmado por autores de ensayos clínicos como Justus et al (2010, pp. 66-75), Espinosa et al (2008, pp. 13-20), Mahmoud, Grawish, Shamaa, & Abdelnaby (2019, pp. 1-29) y

Elnafar, Alam, & Hasan (2014, pp. 201-207) quienes afirman que humedecer o acondicionar la superficie del esmalte con 5,25% de hipoclorito de sodio (NaOCl) antes de la aplicación del ácido fosfórico, aumenta la calidad del patrón de grabado debido a que esta sustancia elimina la materia orgánica de la superficie del esmalte y casi duplica la superficie retentiva del mismo. En el estudio de Justus et al (2010, pp. 66-75) utilizan 76 premolares humanos y comparan el esfuerzo de cizallamiento al preacondicionar el esmalte con y sin NaOCl 5,25% previo a la adhesión con resina y se obtuvo un resultado de $9,41 \pm 4,46$ MPa y $8,12 \pm 3,10$ MPa, respectivamente. La resistencia a la descementación fue comprobada también con el cemento de ionómero de vidrio modificado con resina y obtuvieron que al preacondicionar el esmalte la resistencia fue de $9,64 \pm 5,01$ MPa y cuando no se preacondicionó fue de $5,71 \pm 3,87$ MPa.

En el presente estudio se obtuvo que al preparar el esmalte con NaOCl 5,25% seguido del grabado con ácido fosfórico 37% durante 30 segundos, la fuerza de adhesión tanto en el grupo de resina como de RMGIC aumentó significativamente ($15,91 \pm 2,02$ MPa y $12,92 \pm 1,66$ MPa respectivamente).

Por lo contrario, al no utilizar ningún preacondicionante en los grupos control en la presente investigación, se obtuvo que la fuerza de adhesión de la resina fue de $13,37 \pm 3,03$ MPa, y del ionómero de vidrio modificado con resina fue de $7,36 \pm 2,02$ MPa. Al comparar estos resultados con los ensayos de Yassaei, Davari, Goldani, & Kamaei (2014, pp. 282-289) y Ayman et al (2016, pp. 1-7) quienes, respectivamente, midieron la resistencia al cizallamiento de la resina y del RMGIC sin preacondicionamiento previo, obtuvieron un resultado de $20,03 \pm 4,44$ MPa para el grupo de resina y de $13,86 \pm 4,41$ MPa para el RMGIC; de manera que se puede confirmar que la resina posee una resistencia mayor a la descementación. Justus et al (2010, pp. 66-75) del mismo modo obtuvieron que la resistencia a la descementación fue mayor en el grupo que utilizó resina ($8,12 \pm 3,10$ MPa), no así en el grupo de RMGIC ($5,71 \pm 3,87$ MPa). Esta diferencia puede atribuirse a que la resina Transbond XT utiliza adhesivo dentro de su sistema, el cual tiene como función incorporar microtags en el esmalte creando interlocks mecánicos microscópicos que van a asegurar una mejor adhesión. Dado a que el RMGIC no utiliza adhesivo dentro de su sistema, sugieren utilizar

hipoclorito de sodio al 5,25% como preacondicionante para instaurar un esmalte con mejores características. Los autores aconsejan que indistintamente del cemento que se utilice para la cementación de brackets, el NaOCl debe utilizarse previo al grabado ácido puesto que, al mejorar la calidad del esmalte, también mejorará el sellado en la interfase cemento-diente de manera que la formación de lesiones cariosas puede minimizarse.

A diferencia del presente estudio, el experimento de Espinosa et al (2008, pp. 13-20), identificó las características topográficas del esmalte al desproteinizarlo con NaOCl antes del grabado con ácido fosfórico. Compararon el tiempo de uso del NaOCl 5,25% en 30 y 60 segundos en el esmalte y al observarlo en Microscopio Electrónico de Barrido (MEB), encontraron que existe una superficie de mayor retención en los especímenes que fueron sometidos a 1 minuto de desproteinización (esmalte tipo 1), mientras que cuando los dientes no usaron NaOCl la retención fue muy pobre (tipo 3). A pesar de que este estudio no valoró la resistencia al cizallamiento de cementos resinosos de ortodoncia, las imágenes que se muestran del MEB confirman que el uso del hipoclorito de sodio promete una mejor adhesión puesto que tiene la propiedad y capacidad de retirar materia orgánica de la superficie dental y crear una superficie con mayor retención. Mahmoud et al (2019, pp. 1-29) realizaron un estudio similar observando la configuración del esmalte en el MEB al utilizar NaOCl 5,25% por 1 minuto, y del mismo modo encontraron patrones de grabado ácido tipo 1 y 2 revelando una superficie porosa con zonas retentivas de mayor tamaño y profundidad y además se observaron los microtags de resina después de utilizar adhesivo.

En cuanto al uso de la clorhexidina previo a la cementación de brackets, se puede decir que no es de uso frecuente puesto que existe poca evidencia científica de su interacción en la adhesión en esmalte, sin embargo, en la búsqueda de evitar la proliferación de bacterias que lo lesionen con caries o mancha blanca durante el tratamiento de ortodoncia, algunos autores de artículos sugieren el uso de la clorhexidina como preacondicionante para combatir al *Streptococcus mutans*. Frey, Yetkiner, Stawarczyk, Attin, & Attin (2012, pp. 1-5) pusieron a prueba la fuerza de adhesión de brackets

preacondicionando el esmalte previo al grabado ácido con diferentes presentaciones de clorhexidina. En su experimento la clorhexidina, independientemente de sus concentraciones, no afectó la fuerza de adhesión no obstante, el barniz de clorhexidina al 1% mostró un valor significativamente más bajo y atribuyen a que según las indicaciones de esta presentación este producto no requería ser retirado de la superficie del esmalte previo al grabado ácido como lo indican otras presentaciones, y determinan que el barniz de clorhexidina pudo formar una película en el esmalte impidiendo un correcto grabado ácido afectando la adhesión. A pesar de esto, recomiendan el uso de la clorhexidina para evitar la acumulación de placa bacteriana y la consecuente formación de caries. Por otro lado, Singh, Dua, Vyas, & Verma (2013, pp. 694-700) adhirieron solución de clorhexidina 2.5% en el adhesivo del sistema Transbond XT, y obtuvieron una resistencia al cizallamiento en el grupo control de 10.88 MPa y en el grupo experimental de 9.88 MPa. Con esos resultados, los autores sugieren el uso de esta sustancia, pero recomiendan hacer estudios que determinen el nivel seguro de liberación de clorhexidina ya que la mayoría de estudios son in vitro. En 2011 Catalbas et al (2011, pp. 76-81) utilizaron resina como agente cementante y clorhexidina en gel al 1%, y se obtuvo que la resistencia adhesiva fue prácticamente la misma en el grupo que no usó clorhexidina ($16,47 \pm 4,15$ MPa), y en el grupo que sí la utilizó previo al grabado ácido ($16,24 \pm 3,99$ MPa). En el presente estudio, el uso de clorhexidina 2% previo a la cementación con resina tuvo un resultado de $9,96 \pm 2,54$ MPa y para el grupo de ionómero de vidrio modificado con resina de $7,15 \pm 1,29$ MPa. Al comparar con los grupos que utilizaron hipoclorito de sodio al 5,25% los valores de la resistencia a la descementación son significativamente menores, la razón puede atribuirse a la afirmación realizada por Altmann, Collares, Leitune, & Samuel (2015, pp. 1-9), quienes mediante su estudio sistemático y de meta-análisis refieren que agregar un agente antimicrobiano a un sistema adhesivo de ortodoncia no influye en la resistencia de la unión al esmalte, pero sugieren que la clorhexidina líquida no debería involucrarse ya que al contener agua en su composición afecta el desempeño de los sistemas adhesivos, de manera que se puede recomendar el uso de la clorhexidina en presentaciones de barniz, gel o enjuague bucal puesto

que se ha comprobado que la composición de estas sustancias no altera la adhesión.

En cuanto a la elección del material para cementar brackets, se recomienda que el ortodoncista evalúe la situación clínica del paciente y el sustrato en el cual va a trabajar. Para entender esta recomendación, a manera de ejemplo, se puede analizar el caso de un paciente que acuda a la consulta con un alto índice de caries o que su anatomía dificulte al clínico el acceso para la cementación de tubos, principalmente a nivel de segundos molares en donde además es difícil el control de la saliva, en estos casos el material a elección será un ionómero de vidrio modificado con resina puesto que las características de este material son compatibles con cierto grado de humedad. Por otra parte, si acude un paciente con bajo índice de caries, fácil acceso a la zona antes mencionada, y es posible controlar la salivación, el agente cementante predilecto será la resina, puesto que sus propiedades no se verán comprometidas y además proporciona menor tiempo de trabajo y fácil manipulación. Sin embargo, como Justus et al (2010, pp. 66-75) y Espinosa et al (2008, pp. 13-20) mencionan en sus estudios, lo primordial para que exista una buena adhesión es la desproteínización del esmalte, independientemente del agente cementante que se utilice.

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- La resistencia adhesiva de la -resina Transbond XT- es significativamente mayor cuando el esmalte es preacondicionado con -hipoclorito de sodio al 5,25%- ($15,90 \pm 2,20$ MPa) que cuando se preacondiciona con -clorhexidina al 2%- ($9,95 \pm 2,53$ MPa).
- La resistencia adhesiva del -ionómero de vidrio GC Fuji Ortho LC- es significativamente mayor cuando el esmalte es preacondicionado con -hipoclorito de sodio al 5,25%- ($12,92 \pm 1,66$ MPa) que cuando se utiliza -clorhexidina al 2%- ($7,15 \pm 1,29$ MPa).
- El preacondicionante con mejor desempeño en la resistencia adhesiva fue el -hipoclorito de sodio al 5,25%- (14,41 MPa), mientras que la -clorhexidina al 2%- mostró los valores más bajos (8,55 MPa).
- La -resina Transbond XT- presenta mayor fuerza de adhesión (13,078 MPa), en tanto que el -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC- proporciona valores inferiores (9,14 MPa).
- El -hipoclorito de sodio al 5,25%- aumenta los valores de la resistencia adhesiva para los dos tipos de cemento -resina Transbond XT- y -ionómero de vidrio de fotocurado GC Fuji Ortho LC-.
- En temas de adhesión, se sugiere la utilización del Microscopio Electrónico de Barrido para obtener resultados más precisos, tangibles y con mayor validez científica.
- Se sugiere comprobar la calidad de adhesión al preacondicionar el esmalte con diferentes presentaciones de clorhexidina.
- Se recomienda realizar un estudio comparando la fuerza de adhesión de los brackets con concentraciones más bajas del hipoclorito de sodio.
- Se invita a realizar estudios en pacientes para verificar los resultados que se obtienen en estudios in vitro, de manera que se pueda valorar la resistencia a la descementación de los materiales que se utilizan con mayor frecuencia en ortodoncia.

9. REFERENCIAS

- Çatalbas, B., Ercan, E., Erdemir, A., Erhan, I., & Orçun, Y. (2009). Effects of Different Chlorhexidine Formulations on Shear Bond Strengths of Orthodontic Brackets. *Angle Orthodontist*, 79(2), 312-316.
- Abdelmegid, F. (2018). Effect of Deproteinization Before and after Acid Etching on the Surface Roughness of Immature Permanent Enamel. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(5), 591-596.
- Aguilar, A., Ferreto, I., Rodríguez, L., & Cáceres, H. (2013). Fuerza de adhesión de un sistema adhesivo de uso de Ortodoncia aplicado en intervalos de tiempo. *Odovtoc*(15), 7-12.
- Altmann, A., Collares, F., Leitune, V., & Samuel, S. (2015). The effect of antimicrobial agents on bond strength of orthodontic adhesives: a meta-analysis of in vitro studies. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 19(1), 1-9.
- Ayman, E., Amera, A., & Khursheed, A. (2016). Sodium Hypochlorite as a Deproteinizing Agent Optimize Orthodontic Brackets Adhesion using Resin Modified Glass Ionomer Cement. *Austin Journal of Dentistry*, 3(3), 1-7.
- Bakhadher, W., Halawany, H., Talic, N., Abraham, N., & Jacob, V. (2015). Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets - a Review of In Vitro Studies. *Acta Médica*, 58(2), 43-48.
- Bayona, A., Fonseca, M., & Leguizamón, M. (2010). Comparación de la resistencia adhesiva de brackets cementados, efectuando o no un pretratamiento al esmalte dental con hipoclorito de sodio al 5.25%. *Odontos*, 32(2), 10-17.
- Bishara, S., Damon, P., Olsen, M., & Jakobsen, J. (1996). Effect of applying chlorhexidine antibacterial agent on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 66, 313-316.

- Bosch-Aranda, M., Canalda-Sahli, C., Figueiredo, R., & Gay-Escoda, C. (2012). Complications following an accidental sodium hypochlorite extrusion: A report of two cases. *J Clin Exp Dent*, 4(3), 194-198.
- Cáceres, L. (2018). *Opciones de Brackets, Opciones de Sistemas*. Recuperado el 9 de Mayo de 2020, de DocPlayer: <https://docplayer.es/77368818-Opciones-de-brackets-opciones-de-sistemas.html>
- Carrillo, C. (2018). Michael G. Buonocore, padre de la odontología adhesiva moderna, 63 años del desarrollo de la técnica del grabado del esmalte (1955-2018). *Revista ADM*, 75(3), 135-142.
- Carvalho, M., Leijoto, A., Souza, M., Nogueira, L., Lyrio, N., Nogueira, A., . . . Magalhaes, C. (2018). Viability of Bovine Teeth as a Substrate in Bond Strength Tests: A Systematic Review and Meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(6), 471-479.
- Catalbas, B., Ercan, E., Dalli, M., Erhan, I., & Erdemir, A. (2011). Does chlorhexidine affect the shear bond strengths of orthodontic brackets? *Journal of Dental Sciences*, 6, 76-81.
- Chatzistavrou, E., Eliades, T., Zinelis, S., Athanasiou, A., & Eliades, G. (2010). Fluoride release from an orthodontic glass ionomer adhesive in vitro and enamel fluoride uptake in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 113, 1-8.
- Cheng, H., Cheng, C., Li, C., Tsai, H., Chou, T., & Wang, W. (2011). Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *European Journal of Orthodontics*, 33, 180-184.
- Consolaro, A. (2012). Induced tooth movement: standardization of terms to describe the effects of forces on the periodontal ligament Compression/Traction instead of Pressure/Tension. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17(2), 27-29.
- Curiqueo, A., Salamanca, C., Borie, E., Navarro, P., & Fuentes, R. (2015). Evaluation of Functional Maximum Bite Force in Chilean Young Adults. *Int J Odontostomat*, 9(3), 443-447.
- Currie, L., & Gillgrass, T. (2004). Advances in Fixed Appliance Orthodontics. *Dental Update*, 31, 463-471.

- Da Silva, M. e. (2015). Evaluation of the Surface Roughness and Microleakage of Dental Composites Exposed to Different Beverages. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(10), 800-804.
- Demir, A., Malkoc, S., Sengun, A., Koyuturk, A., & Sener, Y. (2005). Effects of Chlorhexidine and Povidone-Iodine Mouth Rinses on the Bond Strength of an Orthodontic Composite. *Angle Orthodontist*, 75(3), 392-396.
- Demirel, A., Yuksel, B., Ziya, M., Gumus, H., Dogan, S., & Sari, S. (2019). The effect of different irrigation protocols on smear layer removal in root canals of primary teeth: a SEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1-6.
- Dos Santos, D. e. (2015). The Importance of the Lifelike Esthetic Appearance of All-Ceramic Restorations on Anterior Teeth. *Case Rep Dent.*, 1-5.
- Elnafar, A., Alam, M., & Hasan, R. (2014). The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Journal of Orthodontics*, 41, 201-207.
- Espinosa, R., Valencia, R., & Uribe, M. (2008). Enamel desproteinization and its effect on acid etching. An in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*, 33, 13-20.
- Ewoldsen, N., & Demke, R. (2001). A review of orthodontic cements and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(1), 45-48.
- Ferreto, I., Chan, J., & Cáceres, H. (2016). Comparación de la Fuerza de Adhesión de brackets a esmalte dental con un sistema exclusivo para ortodoncia y un sistema restaurativo. *Revista Científica Odontológica*, 12(2), 8-14.
- Forgearini, M., & Nocchi, E. (2008). Sistemas Adhesivos. In E. Nocchi, *Odontología Restauradora. Salud y estética* (Segunda edición ed., pp. 103-115). Buenos Aires: Panamericana.
- Franco, A. (s.f.). *Unidades y medidas*. Recuperado el 8 de Mayo de 2020, de Curso intensivo de Física en Internet: http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica_/unidades/unidades/unidades_1.xhtml
- Frey, C., Yetkiner, E., Stawarczyk, B., Attin, T., & Attin, R. (2012). Effects of different chlorhexidine pretreatments on adhesion of metal brackets in vitro. *Head Face Med*, 8(36), 1-5.

- Gélvez, M., Velosa, J., & Pérez, B. (2015). Efecto de las fuerzas oclusales sobre el periodonto analizado por elementos finitos. *Univ Odontol*, 85-92.
- Goulart, A., Condessa, A., Hilgert, J., Hugo, F., & Celeste, R. (2018). Concerns about dental aesthetics are associated with oral health related quality of life in Southern Brazilian adults. *Ciência de Saúde Coletiva*, 23(11), 3957-3964.
- Gregg, H. (2011). The development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compendium*, 32(9), 22-36.
- Hamid Raji, S., Banimostafae, H., & Hajizadeh, F. (2014). Effects of fluoride release from orthodontic bonding materials on nanomechanical properties of the enamel around orthodontic brackets. *Dent Res J*, 11(1), 67-73.
- Harleen, N., Ramakrishna, Y., & Munshi, A. (2011). Enamel Deproteinization Before Acid Etching and its Effect on the Shear Bond Strength – An in vitro Study. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 36(1), 19-24.
- Hasija, P., Sachdev, V., Mathur, S., & Rath, R. (2017). Deproteinizing Agents as an Effective Enamel Bond Enhancer- An in Vitro Study. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 41(4), 280-283.
- Henkin, F., Macedo, E., Santos, K., Schwarzbach, M., Samuel, S., & Mundstock, K. (2016). In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index of different metal brackets. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 21(6), 67-73.
- Henostroza, G. e. (2003). *Adhesión en Odontología Restauradora*. Curitiba: MAIO.
- Humphrey, S., & Williamson, R. (2001). A review of saliva: Normal composition, flow, and function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2), 162-169.
- Hussein, F., Hashem, M., Chalisserry, E., & Anil, S. (2014). The Impact of Chlorhexidine Mouth Rinse on the Bond Strength of Polycarbonate Orthodontic Brackets. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 15(6), 688-692.
- Imani, M., Aghajan, F., Momeni, N., & Ahmad, M. (2018). Effect of Cyclic Loading on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets: An In Vitro Study. *J Dent (Tehran)*, 15(6), 351-357.

- Inoue, C., Yoshikawa, K., Yamamoto, K., & Matsumoto, N. (2015). Study on adhesion of orthodontic brackets on enamel with resin cements. *J Osaka Dent Univ*, 49(1), 115-121.
- Jayasudha., Baswaraj., Navin, H., & Prasanna, K. (2014). Enamel Regeneration - Current Progress and Challenges. *J Clin Diagn Res*, 8(9), 6-9.
- Justus, R., Cubero, T., Ondarza, R., & Morales, F. (2010). A New Technique With Sodium Hypochlorite to Increase Bracket Shear Bond Strength of Fluoride-releasing Resin-modified Glass Ionomer Cements: Comparing Shear Bond Strength of Two Adhesive Systems With Enamel Surface Deproteinization Before Etching. *Seminars in Orthodontics*, 16(1), 66-75.
- Katona, T., & Long, R. (2006). Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(1), 60-64.
- Kumari, L., & Nayan, K. (2019). Parts of a bracket. In L. Kumari, & K. Nayan, *Brackets in Orthodontics* (pp. 9-10). Bhubaneswar: Walnut Publication.
- Lacouture, L., Mendoza, J., & Rivera, J. (2012). Efecto del ciclaje térmico en la fuerza y tipo de falla adhesiva en esmalte humano. *Odontos*, 36-44.
- Mahmoud, G., Grawish, M., Shamaa, M., & Abdelnaby, Y. (2019). Characteristics of adhesive bonding with enamel deproteinization. *Dental Press J Orthod*, 24(5), 1-29.
- Mandri, M., Aguirre, A., & Zamudio, M. (2015). Adhesive systems in restorative dentistry. *Odontoestomatología*, 17(26), 49-54.
- McGuire, J., Walker, M., Dusevich, V., Wang, Y., & Gorski, J. (2014). Enamel organic matrix: potential structural role in enamel and relationship to residual basement membrane constituents at the dentin enamel junction. *Connect Tissue Res.*, 55(01), 33-37.
- Meerbeek, B., Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., . . . Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215-235.
- Moradian-Oldak, J. (2012). Protein- mediated enamel mineralization. *Front Biosci*, 1(17), 1996-2023.

- Nascimento, P., Fernandes, M., Figueiredo, F., & Faria-E-Silva, A. (2016). Fluoride-Releasing Materials to Prevent White Spot Lesions around Orthodontic Brackets: A Systematic Review. *Braz Dent J*, 27(1), 101-107.
- Nicholson, J. (2014). Fluoride-Releasing Dental Restorative Materials: An Update. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 18, 60-69.
- Okeson, J. (2008). Neuroanatomía funcional y fisiología del sistema masticatorio. In J. Okeson, *Tratamiento de Oclusión y Afeciones Temporomandibulares* (Sexta edición ed., pp. 25-57). Barcelona: ELSEVIER.
- Ongkowidjaja, F., Soegiharto, B., & Purbiati, M. (2017). A comparison of orthodontic bracket shear bond strength on enamel deproteinized by 5.25% sodium hypochlorite using total etch and self-etch primer. *Journal of Physics*, 1-5.
- Paradella, T., & Fava, M. (2007). Bond strength of adhesive systems to human tooth enamel. *Brazilian Oral Research*, 21(1), 4-9.
- Pytko-Polonczyk, J., Jakubik, A., Przeklasa, A., & Muszynska, B. (2017). Artificial Saliva and its use in biological experiments. *Journal of Physiology and Pharmacology*, 68(6), 807-813.
- Ramakrishna, Y., Bhoomika, A., Harleen, N., & Munshi, A. (2014). Enamel Deproteinization after Acid Etching - Is it Worth the Effort? *Dentistry*, 4(2), 1-5.
- Ren, Y., Jaap, M., & Kuljpers, A. (2003). Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review . *Angle Orthodontist*, 73(1), 86-92.
- Reyes-Gasga, J. (2001). Estudio del esmalte dental humano por microscopía electrónica y técnicas afines. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, 21(2), 81-85.
- Roberson, T., Heymann, H., & Swift, E. (2007). *Arte y ciencia de la odontología conservadora*. Madrid: ELSEVIER.
- Santin, G., Mussolino, A., Palma-Dibb, R., Oliveira, H., Filho, P., & Romano, F. (2018). Glass Ionomer Cements can be used for Bonding Orthodontic Brackets After Cancer Radiation Treatment? *Brazilian Dental Journal*, 29(2), 128-132.

- Scougall, V. (2010). Evidencia científica para la aplicacion de los agentes de autograbado en ortodoncia clínica. *ADM*, 67(1), 8-12.
- Shimazu, K., Karibe, H., & Ogata, K. (2014). Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. *Dental Materials Journal*, 33(4), 545-550.
- Shygali, T., Bhayya, D., Urs, C., & Subramaniam, S. (2015). Finite element study on modification of bracket base and its effects on bond strength. *Dental Press J. Orthod*, 20(2), 76-82.
- Silva, A., Guaraci de Vito, A., Cardoso, L., Dourado, A., Nunes, C., & Bauer, J. (2013). Properties of Composite Materials used for Bracket Bonding. *Brazilian Dental Journal*, 24(3), 279-283.
- Simmer, J. (2001). Dental Enamel Formation and Its Impact on Clinical Dentistry. *Journal of Dental Education*, 65(9), 896-905.
- Singh, C., Dua, V., Vyas, M., & Verma, S. (2013). Evaluation of the antimicrobial and physical properties of an orthodontic photo-activated adhesive modified with an antiplaque agent: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 24(6), 694-700.
- Slot, D., Berchier, C., Addy, M., Van der Velden, U., & Van der Weijden, G. (2014). The efficacy of chlorhexidine dentifrice or gel on plaque, clinical parameters of gingival inflammation and tooth discoloration: a systematic review. *International Journal of Dental Hygiene*, 25-35.
- Soares, F., Follak, A., da Rosa, L., Montagner, A., Lenzi, T., & Rocha, R. (2016). Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dental Materials*, 32(11), 1385-1393.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. (G. Santa Cruz, Ed.) *Ann Stomatol (Roma)*, 8(1), 1-17.
- Sung, J., Kwon, T., & Kyung, H. (2013). Debonding forces of three different customized bases of a lingual bracket system. *Korean J Orthod*, 43(5), 235-241.

- Tam, B., Bollu, P., Chaundhry, K., & Subramani, K. (2017). The effect of pre-cure bracket movement on shear bond strength during placement of orthodontic brackets, an in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(10), 1212-1217.
- Teruel, J., Alcolea, A., Hernández, A., & Ortiz, A. (2015). Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Archives of Oral Biology*, 60, 768-775.
- Toledano, M., & Osorio, E. e. (2003). Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod*, 73, 56-63.
- Trindade, A., Pereira, T., Neto, P., Horta, M., Pithon, M., Akaki, E., & Oliveira, D. (2013). Consequences of Enamel Preparation with Sodium Hypochlorite, Polyacrylic and Phosphoric Acids for the Bonding of Brackets with Resin-modified Glass Ionomer Cements. *Materials Research*, 16(6), 1423-1427.
- Upadhyay, M., & Nanda, R. (2015). Biomechanics in Orthodontics. In R. Nanda, *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics* (pp. 74-89). Connecticut: Elsevier.
- Vinagre, A., & Ramos, J. (2016). Adhesion in Restorative Dentistry. *INTECH*, 59-97.
- Wilson, R., & Donly, K. (2001). Demineralization around orthodontic brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement and fluoride-releasing resin composite. *Pediatr Dent*, 23(3), 255-259.
- Yassaei, S., Davari, A., Goldani, M., & Kamaei, A. (2014). Comparison of Shear Bond Strength of RMGI and Composite Resin for Orthodontic Bracket Bonding. *Journal of Dentistry*, 11(3), 282-289.
- Yassen, G., Platt, J., & Hara, A. (2011). Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science*, 53(3), 273-282.
- Zaytsev, D. (2016). Mechanical properties of human enamel under compression: On the feature of calculations. *Materials Science and Engineering*, 518-523.
- Zhang, L., Tang, T., Zhang, Z., Liang, B., Wang, X., & Fu, B. (2013). Improvement of enamel bond strengths for conventional and resin-modified glass

ionomers: acid-etching vs. conditioning. *J Zhejiang Univ Sci B.*, 120(1), 1013-1024.

