



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO
INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD
MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS Y DE LA SALUD

**“COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DE BRACKETS ORTODÓNTICOS
UTILIZANDO UN ADHESIVO EXPERIMENTAL Y LÁSER ER: YAG FRENTE A LA
TÉCNICA CONVENCIONAL EN DIENTES DE BOVINO.”**

Tesis que para obtener el grado de:
MAESTRA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS Y DE LA SALUD

Presenta:

C.D. STEPHANY THAMARA NORIEGA MURO.

Director de tesis:

DR. JUAN ELIEZER ZAMARRIPA CALDERÓN

CODIRECTOR: DR. JOSÉ ALEJANDRO RIVERA GONZAGA

CODIRECTOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

San Agustín Tlaxiaca Hgo; noviembre de 2016

Durante el desarrollo de estos estudios, se contó con una beca de manutención otorgada por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) número de beca 468683.

Durante el periodo del 1 de agosto a 30 de septiembre de 2015, se realizó una estancia nacional de investigación en la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México, en la Ciudad de México, apoyada por Beca Mixta del CONACyT.

DEDICATORIA

A XÓCHITL RUBÉN ITZE KITZIA Y DEYANIRA

Por ser mi más grande motivación, e inspiración para ser una mejor persona y profesionalista. Los amo.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Juan Eliezer Zamarripa Calderón, por darme su voto de confianza y permitirme ingresar a esta maestría, por su apoyo, paciencia y sobre todo por su excelente actitud y carácter GRACIAS de corazón, deja en mí una gran huella por ser un ejemplo como investigador y como ser humano.

Al Dr. José Alejandro Rivera Gonzaga, por su perseverancia, acompañamiento, porque siempre estuvo con nosotras sin cuestionar, con la mejor disposición, por su comprensión, y por mostrarme que cuando algo se hace con pasión, sin importar los fracasos, perseverar nos llevará a lograr nuestros objetivos.

Al Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso, porque en la estancia me hizo sentir como en casa, compartiendo siempre sus conocimientos y a pesar de la distancia siempre estuvo presente.

Al Mtro. Carlos Enrique Cuevas Suárez, por compartir sin limitaciones su gran conocimiento en materiales dentales, porque en los momentos de desesperación y dificultad siempre estuvo ahí para ayudar, guiar y aportar, con toda mi admiración y respeto.

PARTICIPACIÓN EN CONGRESOS

Los resultados de esta tesis han sido presentados en:

1. VI Foro Internacional de investigación de la Maestría en Ciencias Biomédicas y de la Salud. San Agustín Tlaxiaca, Hidalgo México. 9 al 13 de mayo de 2016. S. T. Noriega Muro, J. E. Zamarripa Calderón, C. A. Álvarez, C. E. Cuevas Suárez, A. L. Ancona Meza, J. A. Rivera Gonzaga. "Comparación de la resistencia adhesiva de brackets ortodónticos utilizando un adhesivo experimental y laser Er: YAG frente a la técnica convencional en dientes de bovino".
2. Congreso Nacional e Internacional de Posgrado e Investigación en Odontología. Cancún Quintana Roo, México. 29 de mayo a 1 de junio de 2016. S. T. Noriega Muro, J. E. Zamarripa Calderón, C. A. Álvarez, C. E. Cuevas Suárez, A. L. Ancona Meza, J. A. Rivera Gonzaga. "Comparación de la resistencia adhesiva de brackets ortodónticos utilizando un adhesivo experimental y laser Er: YAG frente a la técnica convencional en dientes de bovino".

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	iiix
ÍNDICE DE TABLAS	x
ABREVIATURAS	xi
RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT	xiv
I INTRODUCCIÓN.....	15
II ANTECEDENTES.....	16
2.1 GENERALIDADES.....	16
2.1.1 Láser	16
2.1.1.1 Componentes principales	17
2.1.1.2 Principios físicos y propiedades del láser	19
2.1.1.3 Interrelación del rayo láser con el tejido biológico	20
2.1.2 Láser odontológico.....	21
2.1.2.1 Usos del láser Er: YAG en la odontología	22
2.1.2.2 Láser Er: YAG como sustituto del ácido ortofosfórico.....	23
2.1.3 Adhesivos	24
2.1.3.1. Definición de adhesión y adhesivo.....	24
2.1.3.2 Composición de los sistemas adhesivos.....	26
2.1.3.3 Clasificación de los adhesivos en ortodoncia	29
2.1.3.4. Requisitos de los sistemas adhesivos	30
2.1.3.5. Requisitos de la adhesión en ortodoncia	31
2.1.3.6 Ventajas de la adhesión directa en ortodoncia	32
2.1.3.7 Desventajas de la adhesión directa en ortodoncia	32
2.1.3.8 Factores que influyen en la adhesión en ortodoncia.....	33
2.1.4 Patrón de grabado.....	33

2.1.5	Microscopio electrónico de barrido (SEM)	36
2.1.6	Pruebas de resistencia adhesiva en ortodoncia.....	37
2.1.7	Adhesivo experimental	39
2.1.8	Índice de adhesivo remanente (ARI).....	41
III.JUSTIFICACIÓN.....		43
IV HIPÓTESIS		44
4.1	Hipótesis alterna	44
4.2	Hipótesis nula	44
V OBJETIVOS		45
5.1	Objetivo general	45
5.2	Objetivos específicos	45
VI MATERIALES Y MÉTODO.....		45
6.1	Tipo de estudio.....	45
6.2	Diseño de investigación	46
6.3	Muestra.....	46
6.4	Equipo.....	46
6.5	Variables.....	48
6.6	Criterios de inclusión.....	50
6.7	Aspectos éticos del estudio.....	50
6.8	Método.....	50
6.8.1	Resistencia de unión a la cizalla	54
6.8.2	Valoración de patrón de grabado	55
6.8.3	Valoración de índice de adhesivo remanente	56
VII RESULTADOS		57
7.2	Valoración de la resistencia de unión a la cizalla	57
7.1	Valoración del patrón de grabado por microscopia electrónica de barrido	61
7.3	Análisis del índice de adhesivo remanente.....	64

VIII DISCUSIÓN	74
8.1 Valoración de la resistencia de unión a la cizalla	74
8.2 Valoración del patrón de grabado por microscopía electrónica de barrido	76
8.3 Analisis del índice de adhesivo remanente.....	77
IX CONCLUSIONES	80
X RECOMENDACIONES	82
XI BIBLIOGRAFÍA	83

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Diagrama de los componentes del rayo láser	17
Ilustración 2 Estructura de la cavidad resonante.....	18
Ilustración 3 Características de la luz láser	20
Ilustración 4 Interrelación del láser con el tejido biológico.....	21
Ilustración 5 Tipos de grabado de esmalte dental a) tipo I; b) tipo II; c) tipo III; d) tipo IV: e) tipo V	36
Ilustración 6 Imagen digital ARI, inmediata a la descementación de brackets.....	42
Ilustración 7 Imagen de la superficie dental previa al procedimiento adhesivo.....	51
Ilustración 8 Acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico	52
Ilustración 9 Adhesivo comercial.....	53
Ilustración 10 Bracket adherido.....	54
Ilustración 11 Prueba de resistencia de unión a la cizalla	55
Ilustración 12 Gráfica de raíz cuadrada de subconjuntos homogéneos de los grupos	61
Ilustración 13 Imagen SEM de esmalte dental de bovino con magnificación de x25000.....	62
¡Error! Marcador no definido. Ilustración 14 Imagen SEM de esmalte dental de bovino acondicionado con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos con magnificación de x2500.....	62
Ilustración 15 Imagen SEM de esmalte dental de bovino acondicionado con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos con magnificación de x3000.....	63
Ilustración 16 imagen SEM de esmalte dental de bovino acondicionado con láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm, 2 watts de poder	

por 15 segundos con magnificación de x250063
Ilustración 17 imagen SEM de esmalte dental de bovino acondicionado con láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm, 2 watts de poder	
por 15 segundos con magnificación de x500064
Ilustración 18 ARI 0.....	72
Ilustración 19 ARI 1.....	72
Ilustración 20 ARI 2.....	72
Ilustración 21 ARI 3.....	72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Composición de Transbond XT	47
Tabla 2 Definición de variables independientes	48
Tabla 3 Definición de variables dependientes	49
Tabla 4 Estadísticos descriptivos. Test de Levene	57
Tabla 5 Prueba de homogeneidad de varianzas	58
Tabla 6 Media aritmética y desviación estándar para cada uno de los grupos	47
Tabla 7 Prueba ANOVA de una vía para resistencia de unión a la cizalla	59
Tabla 8 Subconjuntos homogéneos de los grupos (raíz cuadrada)	60
Tabla 9 Subconjuntos homogéneos de los grupos	60
Tabla 10 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 1 y 2	65
Tabla 11 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 1 y 3	65
Tabla 12 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 2 y 3	66
Tabla 13 Media aritmética del ARI por grupo	66
Tabla 14 Estadísticos de contraste	67
Tabla 15 Subconjuntos homogéneos de los grupos	68
Tabla 16 Media aritmética del ARI por grupos Prueba ANOVA	69
Tabla 17 Estadísticos de contraste	70
Tabla 18 Subconjuntos homogéneos de los grupos	70
Tabla 19 Distribución de frecuencias interexaminadores	71



ABREVIATURAS

A:	Angstroms
ADA:	American Dental Association
PVC:	Policloruro de vinilo
BisGMA:	Bisfenol A glicidil metacrilato
TEGDMA:	Trietilén glicol dimetacrilato
TMPTMA:	Trimetilolpropano trimetracrilato
eV:	electronvoltio
HEMA:	Hidroxietil metacrilato
4 META:	4 Metacriloxietil trimetacrilato anhídrido
Er: YAG:	Erbio Itrio, granate aluminio
J:	Joules
keV:	Kiloelectronvoltio
VSP:	Very short pulse
MSP:	Medium short pulse
QSP:	Quantum square pulse
mJ:	Milijoules
LEED:	Low energy electron diffraction
Hz:	Hertz
µm:	Micras
SEM:	Scanning Electron Microscopy
ARI:	Adhesive Remnant Index
MPa:	Megapascales

N: Newtons

W: Watts

RESUMEN

La cementación de aparatología ortodóntica a la superficie dental es un procedimiento para el cual es necesario el acondicionamiento o grabado de esmalte con ácido ortofosfórico, este, presenta ciertas desventajas entre las que destacan: la desmineralización producida al esmalte como resultado de la actividad del ácido sobre éste, y riesgo potencial de daño al retirar la aparatología ortodóntica por eliminación de adhesivo residual. Con el fin de hacer frente a estas desventajas algunos estudios han pretendido encontrar una alternativa viable a estos materiales y técnicas. Destaca por sus prometedores resultados el uso de láser Er: YAG en el acondicionamiento de superficie ya que diversos autores han concluido que el patrón de grabado con este equipo es similar al obtenido con ácido ortofosfórico. Por otro lado, se han desarrollado adhesivos que buscan ofrecer adecuadas propiedades y desempeño en la biomecánica ortodóntica, ser inertes y de fácil eliminación. Por lo anteriormente mencionado, el objetivo de este estudio fue evaluar el láser Er: YAG y un adhesivo experimental. Para dicha evaluación se conformaron cuatro grupos: grupo A1 o control: acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos y cementación de brackets con sistema Transbond XT®, grupo A2: acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos y cementación de brackets con primer Transbond XT® y adhesivo experimental, grupo B1: acondicionamiento de superficie con Láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm 2 Watts de poder por 15 segundos y cementación de brackets con sistema Transbond XT®, grupo B2: acondicionamiento de superficie con Láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm 2 Watts de poder por 15 segundos y cementación de brackets con primer Transbond XT® adhesivo experimental, en los cuales se realizaron pruebas de resistencia de unión a la cizalla dando como resultado valores más elevados en el grupo de ácido ortofosfórico y adhesivo Transbond XT®, seguido del grupo acondicionado con láser Er: YAG y adhesivo Transbond XT®. Se realizó también evaluación de patrón de grabado, de ácido ortofosfórico y láser Er: YAG corroborado por medio de SEM, dando como resultado un patrón de grabado tipo I al producido con ácido ortofosfórico y tipo III al producido con láser Er: YAG, finalmente, por medio de estereomicroscopio, evaluación del índice de adhesivo remanente posterior a la descementación de brackets en todos los grupos, en el cual los valores más bajos corresponden a los grupos donde se utilizó adhesivo Transbond XT®.

ABSTRACT

Adhesion of orthodontic appliance to dental surface is a procedure for which surface conditioning or enamel etching with phosphoric acid is necessary. This cementation technique, has certain disadvantages among this procedure: demineralization produced enamel as a result from the activity of the acid on it, and potential risk of damage to remove orthodontic appliance by elimination of residual adhesive. In order to cope these disadvantages some studies have tried to find a viable alternative to these materials and techniques. Stand out for its promising results using Er: YAG laser in the surface conditioning since several authors have concluded that the etching pattern with this equipment is similar to obtained with phosphoric acid. Adhesives have been developed to provide suitable properties and performance in orthodontic biomechanics to be inert to the dental tissue and easy removal. By the above, the aim of this study was to evaluate Er: YAG laser and experimental adhesive. For this assessment four groups were formed: A1 group or control: surface etched with orthophosphoric acid 35% for 20 seconds and cementation appliance with Transbond XT® system, A2 Group: surface etched with orthophosphoric acid 35% for 20 seconds and braces cementation with primer Transbond XT® and experimental adhesive, B1 group: surface etched with Laser Er: YAG 120 mJ pulse, 10 Hz energy 2940 nm wavelength VSP, 2 watts power for 15 seconds and braces cementation with system Transbond XT®, B2 Group: surface etched with Laser Er: YAG 120 mJ pulse, 10 Hz energy 2940 nm wavelength VSP, 2 watts power for 15 seconds and braces cementation with primer Transbond XT® and experimental adhesive. Bond strength tests were performed resulting in higher values in group of orthophosphoric acid and adhesive Transbond XT®, followed by the group conditioned with Er: YAG laser and adhesive Transbond XT®. assessment etching pattern, phosphoric acid and Er: YAG was also performed: corroborated by SEM, resulting an etching pattern type I, produced with orthophosphoric acid and Type III with laser Er:YAG, finally through stereomicroscope, evaluation of adhesive remnant index (ARI) after debonding all groups, the lowest values correspond to the groups where Transbond XT® adhesive was used.

I INTRODUCCIÓN

La evolución de la adhesión en ortodoncia fue determinada por el descubrimiento de la técnica de grabado ácido por Michael Buonocore (1), y el posterior desarrollo de un adhesivo específico para adhesión directa por Newman (2). El acondicionamiento de la superficie del esmalte, y el subsecuente desarrollo de materiales adhesivos, dejaron en desuso a los tratamientos multibandas dando inicio a la era adhesiva en ortodoncia permitiendo así mejorar la calidad en la práctica clínica, disminuyendo el tiempo de trabajo y ofreciendo mayor comodidad al paciente.

El acondicionamiento de superficie producido con ácido ortofosfórico ha demostrado ser una técnica sencilla y económica; que además provoca a la estructura dental las características ideales para permitir el proceso adhesivo, sin embargo se ha descubierto que, como desventaja de este procedimiento, se presenta una alta prevalencia de descalcificación del esmalte, calculando que; aproximadamente 96% de los pacientes con brackets muestran signos de desmineralización de dicha estructura (3).

Esto nos enfrenta al riesgo de producir un daño irreversible, lo que vuelve necesario intentar aplicar técnicas menos agresivas pero con gran efectividad al cumplir con la función de acondicionar la superficie dental. En esta área el láser odontológico Er:YAG ha demostrado gran utilidad en el acondicionamiento para la cementación de brackets (4-6), y se ha confirmado que aporta al esmalte mayor resistencia al ataque ácido bacteriano y por ende a la formación de caries (6-8); sin embargo, la aplicabilidad de esta técnica alterna es limitada y sin estandarizar, y la dificultad para acceder a dicha tecnología por su elevado costo produce desconocimiento de la misma, lo que limita su utilización y subsecuentes ventajas que se traducirían en una mejor atención odontológica.

Por otro lado, posterior a la descementación de brackets en la eliminación de adhesivo residual comúnmente se utiliza pieza de mano de alta velocidad, lo que se traduce en un riesgo de producir desgaste de esmalte por la incidencia en él de manera no selectiva, afectándolo irreparablemente (9, 10). Por este motivo se han desarrollado productos cuya finalidad es adherirse firmemente al esmalte y a la aparatología pasiva, pero disminuyendo estos riesgos al facilitar, por su composición, su eliminación de la estructura dental cuando el tratamiento concluye; representando la posibilidad de mantener la integridad del diente resultando en un gran avance en el desarrollo de adhesivos, volviendo más trascendental el hecho de estudiar dichas alternativas y analizar las ventajas que nos ofrecen (11).

Cabe mencionar que existen ciertas limitaciones al intentar evaluar dichas técnicas *in-vivo* lo que lleva al investigador a intentar reproducir los fenómenos producidos en estos estudios sobre modelos *in-vitro*. Sin embargo, la complejidad para recolectar dientes de humano en la cantidad y con las características específicas para realizar dichas evaluaciones, ha conducido a una búsqueda de modelos animales alternos; en este contexto los dientes de bovino han demostrado tener similitudes tanto morfológicas como de composición con los humanos en lo que respecta a esmalte dental, haciendo viable realizar investigaciones en dicha especie (12, 13).

Por estos motivos este estudio *in vitro* pretende demostrar la viabilidad del uso de láser Er: YAG para acondicionar la superficie del esmalte previo a la cementación de brackets ortodónticos, así como el uso de un adhesivo experimental en comparación a la técnica convencionalmente utilizada, donde se emplea ácido ortofosfórico como agente acondicionante y resina compuesta como adhesivo ortodóntico.

II ANTECEDENTES

2.1 GENERALIDADES

2.1.1 Láser

La búsqueda de nuevos dispositivos y tecnologías para facilitar y mejorar los procedimientos dentales ha sido un desafío. En las últimas décadas han surgido múltiples opciones que facilitan la labor del odontólogo. Dentro de estas alternativas destaca el láser, aparato que sobresale debido a que es un dispositivo con una amplia gama de características y con múltiples usos, y sobre todo con gran potencial en diversas áreas. Hasta hace pocos años el láser era relativamente desconocido en odontología, fue en 1991 cuando en la reunión de la American Dental Association (ADA), cuatro fabricantes exhibieron sus equipos láser, desde ese momento el desarrollo en esta área ha permitido ofrecer tratamientos que van desde la vaporización de caries, eliminación de sensibilidad, diagnóstico, analgesia, cirugía, soldaduras de prótesis dentales y grabado de esmalte (14).

El láser (acrónimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) es un dispositivo electrónico que amplifica un haz de luz excitando una onda estacionaria entre dos espejos, uno opaco y otro traslúcido en un medio homogéneo, como resultado se

origina una onda luminosa de múltiples idas y venidas entre los espejos que sale por el espejo traslucido; el fenómeno de emisión estimulada de radiación constituye la base de la tecnología empleada en la fabricación de dispositivos láser (Ilustración 1)(15).

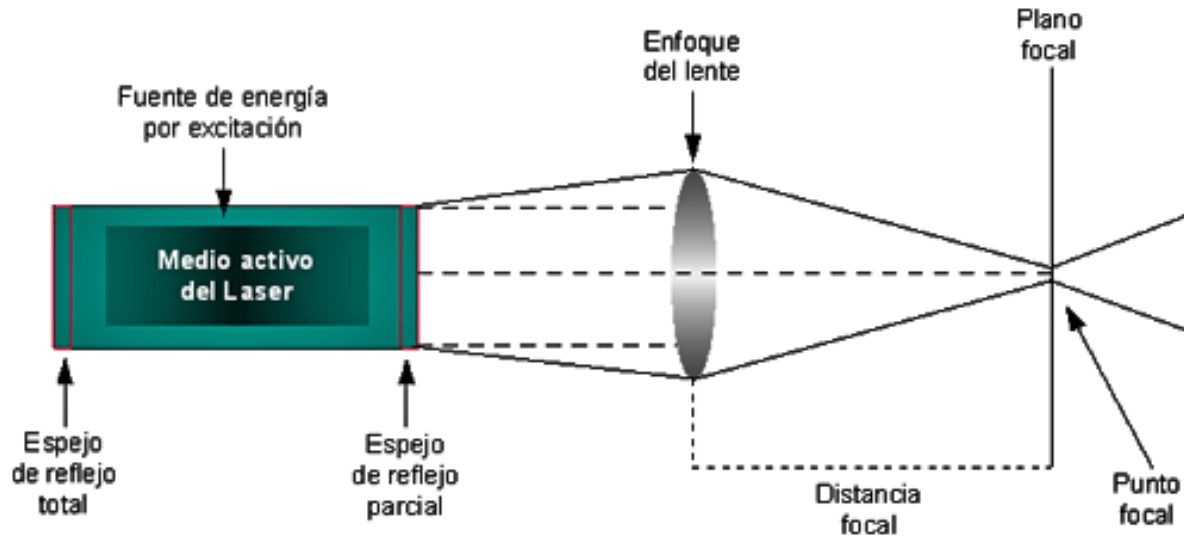


Ilustración 1 Diagrama de los componentes del rayo láser

(Tomado de Natera G. 2000)

2.1.1.1 Componentes principales

Este dispositivo funciona produciendo ondas de fotones que son absorbidos por el tejido en el que actúa, transforma energía luminosa en energía térmica y tiene los siguientes componentes principales:

- Fuente de energía- Que puede ser: eléctrica, lumínica, química, térmica nuclear o por radiaciones ionizantes.
- Medio activo- Es la parte donde se genera la luz, determina la longitud de onda del láser y otorga también su nombre. El medio activo puede ser sólido, líquido, plasma o gaseoso. Se localiza dentro de la cavidad de resonancia- que, a su vez está compuesta por un sistema óptico que consiste en dos espejos extremadamente pulidos, separados y alineados paralelamente, uno de ellos presenta micro perforaciones, entre las cuales se encuentra el medio activo que libera los fotones, que a su vez son reflejados en las superficies de los espejos,

donde se libera la energía concentrada dentro de la cavidad láser formando un rayo de luz monocromático direccional (16, 17).

- Medio de bombeo- Es una lámpara o flash que estimula con su luz al medio activo.
- Sistema de enfriamiento- Mantiene a una misma temperatura al medio activo eliminando al calor generado por el medio de bombeo manteniendo estable la acción del medio activo. (Ilustración 2)

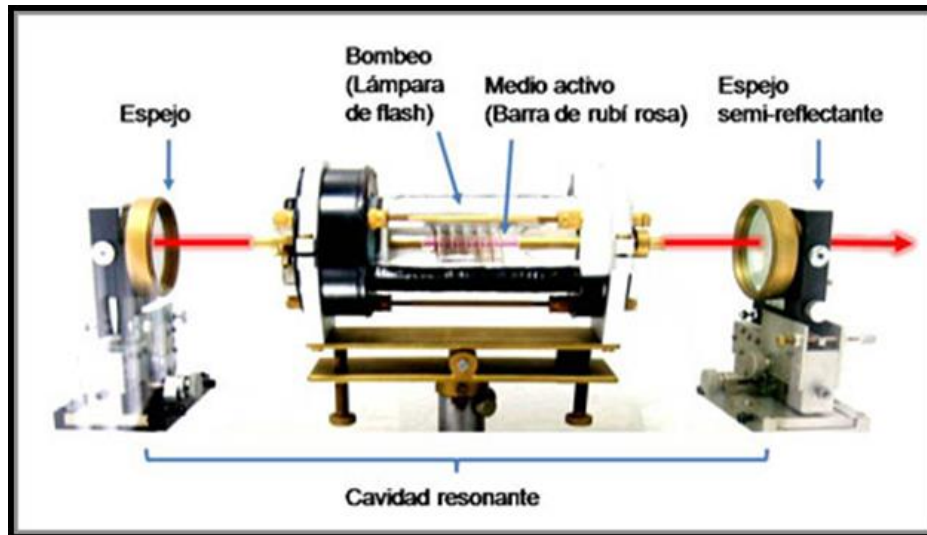


Ilustración 2 Estructura de la cavidad resonante

Tomado de: <http://www.clpu.es/divulgacion/bits/como-funciona-un-laser>

- Panel de control- Este consiste en una microcomputadora sobre la parte superior del láser, su propósito es controlar la cantidad de energía, y pulsaciones del láser. En el caso del láser Er: YAG se cuenta también con un brazo articulado que cumple con la función de transmitir el haz de la consola del láser al paciente (18).
- Pieza de mano- Puede ser de dos tipos: la primera de ellas, a distancia, con una ventana de zafiro que permite la salida de la energía localizada, con una terminal con un zafiro cilíndrico de diámetro aproximado de 2 mm y longitud variable. El segundo tipo, una pieza de mano de contacto similar a la pieza de mano de alta velocidad. En el caso del láser Er: YAG la pieza de mano se conecta a la parte final del brazo articulado, contiene un lente de enfoque que produce un punto de luz para marcar así el punto de convergencia donde incide el láser con spray de agua-aire para enfriar la zona operatoria (19).

2.1.1.2 Principios físicos y propiedades del láser

El láser posee parámetros físicos para controlar los efectos en los tejidos sobre los que impacta. La luz (energía) está representada en Joules (J). La potencia se expresa en Watts (W) y representa la cantidad de energía emitida en Joules por segundo (s). Un Watt de potencia es equivalente a un Joule de energía emitida en un segundo.

$$W = J/t$$

Dónde: W= potencia

J=energía

t=tiempo en segundos

El láser puede ser activado en forma pulsada, estos pulsos se producen en unidades de tiempo, estas unidades se miden en pulsos por segundo (pps). La frecuencia de estas pulsaciones se representa en Hertz.

$$\text{Frecuencia} = \frac{\text{Ciclos}}{\text{Tiempo}}$$

La potencia es variable, e impacta en la determinación del efecto que un láser tiene sobre el material irradiado, se expresa en Watts, y se divide entre el tamaño del punto luminoso (expresado en centímetros cuadrados cm²), se obtiene la irradiancia.

$$\text{Irradiancia} = \frac{\text{Potencia}}{\text{Área}}$$

Un rayo de ondas continuas consiste en la estabilización de la energía emitida, es decir mientras el láser esté activado, la salida del haz será constante, los láseres que emiten energía en forma pulsada logran un conjunto de pulsaciones repetidas en serie ya que la energía es emitida en cortos estallidos (esto da como resultado los diferentes pulsos láser: VSP, SP, QSP. MP etc.), dejando entre las pulsaciones un periodo donde no se transmite energía o tiempo de relajación térmica.

La luz producida tiene características específicas:

- Monocromática- De un solo color debido a que está formada por fotones con la misma longitud de onda.
 - Coherente- Con ondas ordenadas ya que todos los fotones que la conforman se encuentran en la misma fase viajando en la misma dirección.
 - Colimada- Todas sus ondas paralelas entre sí que nunca convergen ni divergen.
- (Ilustración 3) (14).

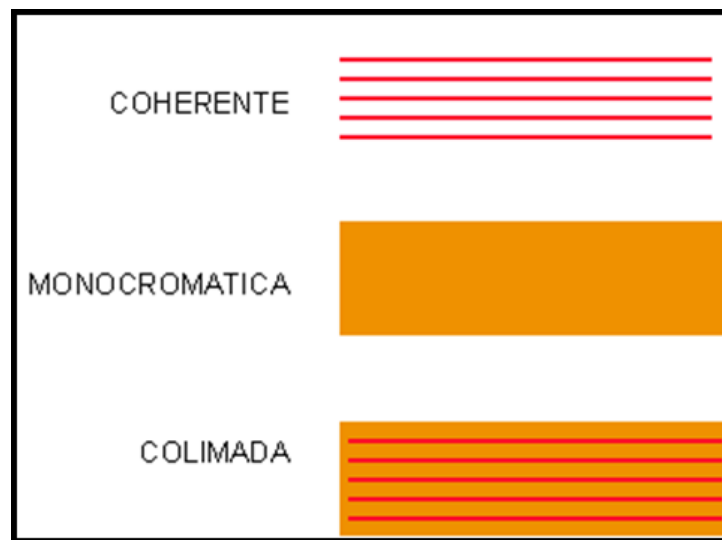


Ilustración 3 Características de la luz láser

(Tomado de Natera G. 2000)

- Alta potencia- Con un punto de enfoque pequeño el cual concentra la luz en un solo punto focal (21).
-

2.1.1.3 Interrelación del rayo láser con el tejido biológico

Cuando un láser entra en contacto con el tejido la energía puede tomar diferentes vías:

- Absorción: penetración del láser dentro del tejido.

- Reflexión: el rayo que es reflejado no se absorbe.
- Dispersión: este fenómeno es la cantidad de energía fotónica dispersada en el tejido.
- Transmisión: que tan lejos se irradia la luz a través de su punto de impacto en el tejido (Ilustración 4) (22).

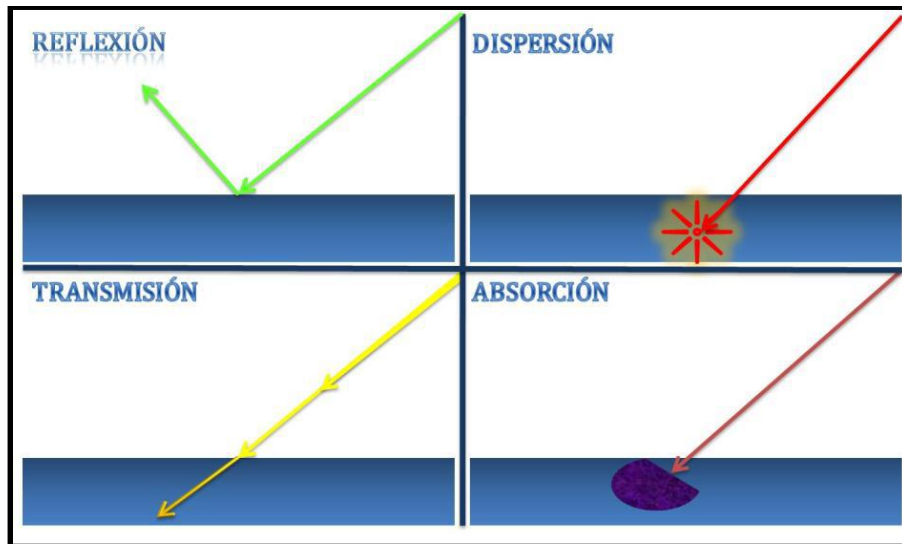


Ilustración 4 Interrelación del láser con el tejido biológico

(Tomado de Díaz M. 2014)

2.1.2 Láser odontológico

El láser dental fue introducido en la odontología en 1995 (22), cuando la Food and Drug Administration (FDA) autorizó su uso para tratamientos de tejidos blandos, en 1997 en tejidos duros solo en adultos (23), y en octubre de 1998 se extendió su licencia para ser utilizado también en niños. Su estructura consiste en una consola con un cable de fibra óptica por donde viaja la luz, con una pieza de mano cuya acción es la vaporización y al igual que las piezas de mano de alta velocidad comunes, utiliza agua y aire para enfriar los tejidos (24). De manera general se deben distinguir dos grandes grupos de láseres: de alta potencia o quirúrgicos con un efecto térmico que concentra una gran cantidad de energía en un espacio muy reducido, con capacidad de corte, coagulación y vaporización y, los de

baja potencia o terapéuticos que carecen de efecto térmico ya que la potencia que utilizan es menor y la superficie de actividad es mayor, de este modo el calor se dispersa, sin embargo producen un efecto bioestimulante celular con una aplicación principal como regenerante tisular y cicatrizante de heridas (25).

El láser se usa en odontología para: la prevención de desmineralización, adhesión, remoción de brackets, manejo del dolor, movimiento dentario, reparación ósea post-expansión, manejo de tejidos blandos, polimerización, holografía, escáner, diagnóstico y soldadura (25).

2.1.2.1 Usos del láser Er: YAG en la odontología

Las acciones terapéuticas en la cavidad oral son altamente complejas ya que la diferencia que existe entre tejidos como mucosa, dentina o esmalte dificultan el poder utilizar un equipo que abarque sus múltiples necesidades. Los primeros artículos que refieren el uso de láser Erbio: YAG de manera experimental se realizaron en el año de 1989, se introduce en el campo de la odontología en 1992 y, es en 1997 cuando recibe la aprobación de la FDA en su uso para la remoción de caries y preparación de cavidades.

Este es un láser en estado sólido, en el cual el medio activo está constituido por un cristal de Itrio-Aluminio-Granate contaminado con moléculas de metal Erblio. Se ha introducido recientemente en el campo odontológico con una gran efectividad en esta área debido a que su radiación, que se encuentra dentro del rango de luz infrarroja tiene una longitud de onda de 2940 nanómetros ($2.94 \mu\text{m}$), la cual coincide con la longitud de absorción del agua ($2.6 \text{ A } 2.8 \mu\text{m}$), por lo tanto es particularmente indicada para una precisa y localizada ablación (la radiación láser al ser incidida sobre el tejido causa evaporación del agua dando como resultado una microexplosión de tejido duro circundante) de los tejidos biológicos que la contienen. Además es sumamente afín al grupo OH de la hidroxiapatita (26). Es por este motivo que su uso se ha vuelto común, y en relación con la técnica convencional con pieza de mano de alta velocidad en la conformación de cavidades, muestra como ventajas que la molestia que se causa al incidirlo en el tejido duro es mínima y en muchos casos no se requiere la aplicación de anestesia, además de que la conformación de la cavidad es mínimamente invasiva y no se sacrifica al tejido sano como en el caso del corte con fresas

y pieza de alta; con esto se aumenta la eficacia de preparaciones cavitarias, se disminuyen los riesgos de contaminación cruzada y la ausencia de vibración y ruido característico de la pieza de alta, lo que ofrece al paciente mayor comodidad (27).

Diversos estudios realizados por la FDA, en los que además se realizaron evaluaciones radiográficas, clínicas histológicas y pruebas de coeficiente de penetración del láser mostraron que este equipo posee las siguientes características:

- No compromete la vitalidad pulpar.
- La estructura del diente es similar en los grupos irradiados y control, la morfología de la superficie no presenta cambios, excepto en el sitio de irradiación.
- La calidad de la preparación de una cavidad (previo a su restauración) realizada con este tipo de láser es equivalente a la calidad obtenida con el uso de la pieza de mano de alta velocidad con paredes bien definidas.
- Remueve la caries completamente y de manera eficiente (28, 29).

2.1.2.2. Láser Er: YAG como sustituto del ácido ortofosfórico

Múltiples investigaciones han determinado que el uso de láser Er: YAG modifica al esmalte dental y mejora la adhesión de composites, al lograr una superficie microscópicamente rugosa como resultado de un proceso denominado ablación (4-6, 30). Para entender dicho fenómeno debemos de tener claro que la luz absorbida por el tejido incrementa la temperatura generando efectos fotoquímicos, estos efectos dependerán del contenido de agua en el tejido irradiado. Cuando se alcanzan los 100°C el agua se vaporiza produciendo microexplosiones en la zona afectada dando lugar al proceso de ablación. Mientras que a temperaturas superiores a 200°C el tejido se deshidrata, inclusive se quema dando como resultado carbonización (31).

En relación al esmalte, al ser un tejido compuesto en 85% de su volumen por hidroxiapatita, 12% agua y 3% proteínas y lípidos (los cristales de hidroxiapatita $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ componen la estructura básica de la matriz mineral del esmalte) (32), los efectos biológicos que genera la luz del láser en este tejido dependen de múltiples factores como la irradiancia y potencia, así como también de las propiedades del tejido, estos factores son determinantes para

describir las alteraciones morfológicas reportadas en la literatura, siendo estas diversas y relacionadas directamente con variaciones en la dosimetría final (33).

2.1.3 Adhesivos

2.1.3.1 Definición de adhesión y adhesivo

La adhesión es el estado por el que dos superficies se mantienen juntas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, físicos, mecánicos o por una combinación de estos, por medio de un adhesivo, que a su vez es una sustancia capaz de unir materiales de diferente naturaleza (adherentes o sustrato) (34-36).

Una característica importante de la adhesión en ortodoncia es que debe ser un proceso reversible que no deje secuelas una vez finalizado un tratamiento (37, 38). La adhesión no se entiende como la simple aplicación de un pegamento para unir dos superficies. En numerosas ocasiones se debe realizar un pretratamiento antes de la aplicación del adhesivo siguiendo básicamente tres pasos fundamentales:

- 1.-Acondicionamiento del adherente. Alteración de la morfología y/o estructura.
- 2.-Imprimación del adherente. Aplicación de una sustancia química con el fin de volver al sustrato más receptivo al adhesivo.
- 3.-Aplicación del adhesivo sobre la superficie adherente.

Cabe destacar que estos pasos no tienen que suceder siempre de forma claramente diferenciada pudiendo encontrarlos de manera simultánea o bien faltar alguno de ellos (39, 40).

La adhesión implica atracciones químicas interatómicas o intermoleculares, que pueden ser de distintos tipos (41):

- Atracciones entre moléculas.- De carácter débil, basadas en la atracción entre cargas de distinto signo, pueden ser: fuerzas polares, puentes de hidrógeno, fuerzas de Van der Waals, quelación y fuerzas de dispersión.

- Atracciones interatómicas.- De carácter fuerte basadas en la interacción entre los electrones de la última capa de valencia de los átomos, pudiendo ser de tipo: iónicas, covalentes o metálicas.

Por otro lado, dos cuerpos pueden unirse también por medio de anclajes que se fijan uno a otro a través de los defectos estructurales entre los sustratos adherentes, es decir por retenciones mecánicas, rozamiento o ambos (42).

En ortodoncia los adhesivos son un medio de unión entre la superficie del esmalte dental y los brackets, mediante un mecanismo donde no hay interacción química entre los sustratos, este fenómeno es iniciado cuando se crean microretenciones, producidas por la desmineralización del tejido dental creadas de manera común por la actividad del ácido ortofosfórico al 35 o 37% sobre la estructura dental en donde posteriormente penetran los monómeros del adhesivo (43).

Por otro lado ciertas propiedades físicas son determinantes para que se produzca la adhesión:

2.1.-Tensión superficial y energía superficial: los átomos que constituyen un cuerpo son atraídos y atraen a su vez a los átomos a su alrededor por medio de fuerzas electrostáticas. En el interior de la masa estas fuerzas están en equilibrio, sin embargo los átomos que quedan en la superficie al estar rodeados por otros átomos solo por un lado quedan con fuerzas sin compensar manteniendo energía no contrarrestada en la superficie, dicha energía se denomina tensión superficial en los líquidos y energía superficial en los sólidos (44).

3.2.-Humedancia: es la capacidad de un líquido para mojar un sólido, esta depende de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, a mayor humectancia, mayor capacidad de que el líquido se extienda por la superficie del sólido.

4.3.-Capilaridad: cuando un líquido se pone en contacto con un tubo de pequeño diámetro tiende a introducirse por él, este fenómeno está directamente relacionado con la tensión superficial, a menor tensión, mayor tendencia a introducirse por el capilar (45).

2.1.3.2 Composición de los sistemas adhesivos

Las resinas compuestas no son capaces de adherirse directamente a los sustratos dentales, este hecho vuelve indispensable la aplicación de un sistema adhesivo como un paso intermedio esencial en los procedimientos clínicos donde se utiliza dicho material (46).

Los adhesivos odontológicos tienen 3 componentes principales:

1. Fase orgánica: sistema iniciador y monómeros
2. Disolvente.
3. Fase inorgánica: material de relleno.

FASE ORGÁNICA

Iniciador

Los iniciadores son moléculas de uniones atómicas de baja energía, la cantidad de iniciador se relaciona directamente con la resistencia mecánica ya que cuando se tiene polimerización incompleta se presenta monómero residual y las propiedades mecánicas de la resina polimerizada son menores. La reacción de polimerización se puede obtener por dos vías: iniciada por radiación o fotopolimerización y autopolimerización, la primera es la elegida comúnmente en los sistemas adhesivos debido a la facilidad para controlar la reacción. Una desventaja del fotoiniciador más utilizado la camforoquinona, es su color pardo amarillento, inconveniente en resinas de restauración donde la estética juega un papel fundamental de estos tratamientos, sin embargo en el caso de los adhesivos para ortodoncia no se requiere obtener un color específico. La concentración de este iniciador es de 0.03 a 0.1% (47-49).

Activador

Se emplea para endurecer los cementos y adhesivos dentales. La N, N-dimetil-p-toluidina se utiliza como fotocatalizador de la polimerización (50).

Monómeros

Son los principales agentes de unión en los adhesivos, estos contienen monómeros de mono o dimetacrilatos conformando la matriz funcional, que actúa como columna vertebral del adhesivo proporcionando propiedades mecánicas; los monómeros presentes en la matriz orgánica deben cumplir con los siguientes requisitos (51):

- Alta formación de radicales libres, co-polimerización y homopolimerización con los demás monómeros en el adhesivo.
- Estabilidad contra la polimerización prematura y contra la degradación por oxígeno, calor, luz y almacenamiento.
- Óptima solubilidad en su composición, deben ser miscibles en acetona o etanol utilizados como disolventes en los adhesivos comerciales, con otros monómeros y aditivos.
- Mayor grado de conversión por polimerización.
- Mínima sorción de agua.
- Baja contracción por polimerización.
- Baja toxicidad y citotoxicidad oral antes y después de ser polimerizados.

Estos requisitos generales se pueden cumplir al seleccionar monómeros que contengan uno o más grupos polimerizables combinados, entre los diversos grupos, los dimetacrilatos muestran la suficiente reactividad y biocompatibilidad (52).

Disolvente

Brinda humectancia y fluidez a la resina y le permite la entrada en las microretenciones de la estructura dental, evaporándose después y llevándose consigo la humedad residual. Se pueden utilizar: Acetona, etanol, agua o alcohol isopropílico para este fin.

- Acetona: se elige en los adhesivos que combinan componentes hidrofóbicos e hidrofílicos debido a que por su alto momento dipolar y baja constante dieléctrica permite disolver tanto compuestos polares como no polares. Su presión de vapor es aproximadamente cuatro veces mayor a la del etanol, sin embargo, su alta volatilidad puede conducir a reducir la vida útil de los adhesivos (evaporación a

20⁰ °C). Los sistemas wetbonding (unión en presencia de humedad) suelen contener acetona para facilitar la eliminación de agua (53).

- Etanol o alcohol etílico: es un líquido incoloro que al mezclarse con agua en cualquier proporción da como resultado una mezcla azeotrópica. Es miscible en agua y también en la mayoría de los disolventes orgánicos.
- Alcohol isopropílico: es un líquido incoloro, alcohol secundario inflamable de olor intenso y miscible en agua (53).

FASE INORGÁNICA (RELLENO)

La importancia de la función del relleno en las resinas adhesivas es controvertida ya que su efecto se relaciona en cierto grado con el adelgazamiento o engrosamiento de la capa adhesiva. Si esta capa es demasiado delgada puede sufrir polimerización incompleta debido a la inhibición por oxígeno, las capas gruesas pueden producir mayor contracción por polimerización por lo que se busca el mínimo grosor de película (54). Otro aspecto importante es que el material de relleno modifica la viscosidad de los adhesivos, esto podría tener influencia en la penetración de este último en el tejido dental sobre el que se coloca.

El contenido y tamaño del relleno de las resinas adhesivas difiere de las resinas compuestas, porque comúnmente se añaden cantidades bajas de éste (1 a 10%) con el fin de no comprometer la humectación de la unión al sustrato, por su viscosidad. Sin embargo la cantidad de relleno puede variar llegando en algunos casos hasta un 80% del peso total del adhesivo ya que con niveles más altos se obtienen propiedades mecánicas más altas, es decir resistencia, rigidez, reducción de contracción por polimerización y un bajo coeficiente de expansión térmica. Por otro lado el tamaño de la partícula de relleno es un factor clave que permite la penetración del adhesivo en las retenciones tanto del esmalte como de los aditamentos ortodónticos. El relleno más utilizado para resinas adhesivas es sílice (dióxido de silicio) (55, 56).

El agente silanzante Permite la unión química entre el relleno y la matriz de resina para promover la adhesión.

Cada compuesto en el adhesivo tiene un efecto específico sobre: durabilidad de la adhesión, vida útil, eficiencia, biocompatibilidad y fuerza de unión de los sistemas adhesivos (57).

2.1.3.3 Clasificación de los adhesivos en ortodoncia

En el área de desarrollo de sistemas adhesivos para Ortodoncia es en 1965 cuando GV Newman y colaboradores realizan pruebas de adhesión de brackets de policarbonato. A finales de los años sesenta se investigó la posibilidad de usar cemento de resina para la fijación directa de los brackets, es en 1968 cuando el mismo investigador desarrolla un método similar al descrito por Buonocore para el cementado directo de brackets a la superficie dental sin necesidad de bandas. El adhesivo que desarrollaron consistía en un monómero líquido metil-2-cianocrilato y un relleno de silicato. En esta técnica solo los cuatro incisivos superiores y en ocasiones los caninos superiores se cementaban de esta manera, el resto de las piezas seguían siendo embandadas. Desde entonces se han utilizado diferentes materiales con el objetivo de proveer durabilidad adhesiva en la interfase bracket-diente (58). Existen diversas clasificaciones para los sistemas adhesivos según el sistema de activadores, según su evolución y subsecuente aparición en el mercado (generaciones), según su acción sobre el barrillo dentinario, según el número de pasos que se siguen para su colocación o según el mecanismo de adhesión. Los adhesivos utilizados en ortodoncia pueden polimerizar por fotocurado o autocurado (curado químico), y la clasificación que más se utiliza los divide en:

- Composites convencionales.
- Cemento de ionomero de vidrio convencional (GIC).
- Composites modificados con poliácido (compómeros)
- Resinas modificadas con cemento de ionomero de vidrio.(59)

Diferentes tipos de cementos se encuentran disponibles en la actualidad, sin embargo de manera común los composites son el material que más se utiliza para unir aditamentos a la superficie dental debido a que se obtienen valores adecuados de adhesión en experimentos clínicos o en laboratorio (3).

Cementos de Resina

Un cemento de resina está compuesto por una mezcla de monómero acrílico líquido con polímeros acrílicos y minerales de relleno lo que da como resultado un cemento de metacrilato o dimetacrilato de polimetilo. Los cementos de resina son composites modificados utilizados para adherir restauraciones indirectas de resina y cerámica además de aditamentos ortodónticos (60).

La composición básica de la mayoría de los cementos de resina compuesta es similar a los materiales para restauración de resina compuesta. Constan de una matriz con rellenos inorgánicos unidos por una cubierta con un agente acoplador organosilano (silano orgánico). Las matrices generalmente son monómeros de diacrilato diluidos en monómeros de baja viscosidad de dimetacrilato. Algunos de ellos, se incorporan a los mecanismos de un ion y se utilizan con los agentes de adhesión dentinaria en forma de sistemas organofosfatados, hidroxietil metacrilato (HEMA) y 4 metacriloxietil trimetacrilato anhídrido (4 META) (61).

Un cemento de resina tiene dos funciones principales:

- 1.- Sellado marginal: con el fin de reducir la formación de placa, evitar la aparición de enfermedad periodontal, y caries secundaria, el espacio entre la restauración y la superficie del diente debe ser nulo y no debe de permitir la filtración marginal bajo influencias térmicas y mecánicas.
- 2.-Retención: depende de varios factores tales como rugosidad de la superficie, geometría de la preparación, grosor de capa y propiedades de adhesión del cemento. El cemento ideal tiene unas propiedades fisicomecánicas similares a las de la estructura dentaria.

2.1.3.4 Requisitos de los sistemas adhesivos

- Capacidad reactiva al calcio y colágeno para producir una reacción química a los tejidos duros del diente.

- Tensión superficial adecuada para que humecte la superficie dental y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microretenciones y baja viscosidad para que fluya en el interior de las mismas.
- Hidrofílico, para que actúe en condiciones de humedad.
- Resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material.
- Resistencia adhesiva elevada.
- Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre el material adherido.
- Biocompatible.
- Fácil de manipular
- Que sea capaz de experimentar una reacción de polimerización en presencia de oxígeno y agua con mínimos cambios dimensionales y en un corto periodo de tiempo (62).

2.1.3.5 Requisitos de la adhesión en ortodoncia

- De fácil manipulación
- Tiempo de trabajo suficiente para colocar la aparatología
- Fluidez necesaria para mantenerlo sobre la superficie del diente mientras el adhesivo es polimerizado
- Que penetre tanto en las retenciones creadas en el diente como en las del bracket
- Con mínima sorción acuosa y mínimo espesor de película para respetar la prescripción del sistema
- De fácil identificación y remoción de excedentes
- Suficientemente fuerte para mantener el bracket a lo largo del tratamiento.
- No tan fuerte para evitar que la estructura del diente sea dañada cuando la aparatología se retire.
- Que proteja contra la caries dental.
- Que esté disponible a un costo razonable.
- Con estabilidad dimensional
- Con módulo elástico bajo que permita absorber las fuerzas para disiparlas al diente y lograr el movimiento dental

- Que no sea soluble para evitar microfiltración y disminuir así el riesgo de desarrollar lesiones debajo del bracket y el desprendimiento prematuro
- Con resistencia al desprendimiento para soportar la biomecánica ortodóntica evitando desprendimientos involuntarios (63, 64).

2.1.3.6 Ventajas de la adhesión directa en ortodoncia

- Facilita la higiene dental y gingival de paciente provocando menos problemas periodontales frente a las bandas.
- Estética, y simplicidad en el tratamiento.
- Permite un ajuste más preciso, incluso en dientes incluidos.
- Ocasiona menos molestias al paciente que el cementado de bandas.
- No requieren separación interdental previa.
- Permite tratamientos complementarios como el contorno coronal, el desgaste interdental o la operatoria dental al quedar libres las superficies linguales e interproximales de los dientes (65).

2.1.3.7 Desventajas de la adhesión directa en ortodoncia

- Necesidad de descalcificación superficial previa del esmalte.
- Dificultad de mantener una buena higiene gingival y un preciso control de la caries en las zonas interproximales.
- Dificultad de eliminación del adhesivo remanente y riesgo de alterar la integridad estructural del esmalte una vez finalizado el tratamiento.
- Despegado frecuente de los brackets, por no existir suficiente fuerza adhesiva ante fuerzas de torsión, cizalla y tracción.

2.1.3.8 Factores que influyen en la adhesión en ortodoncia

Un fallo en la adhesión de brackets puede ocurrir por diferentes causas que van desde la forma del diente, su ubicación, la habilidad del clínico, el procedimiento de acondicionamiento de esmalte y las características químicas del adhesivo (66). Sin embargo el éxito de un tratamiento se ve afectado muchas veces por un fallo en el mecanismo adhesivo. Este es de gran importancia, ya que, en él se basa la transmisión de fuerzas hacia los dientes y sus estructuras de soporte, el material con el que se realiza la adhesión bracket-diente es uno de los factores a los que se le atribuye la responsabilidad del descementado (67).

Por otro lado la base de los brackets juega también un rol importante ya que constituye una de las partes en la interfase bracket resina del sistema de adhesión en ortodoncia. La adhesión a metales puede tener lugar mediante un mecanismo micromecánico o químico. Estudios realizados por Seeman en 2003 demuestran que para reducir la influencia de la base del bracket el diseño influye significativamente en la resistencia a la tensión y que los brackets con una malla de calibre 60 o una base íntegra de socavado mecánico logran mayor fuerza de adherencia (68).

2.1.4 Patrón de grabado

Camps y colaboradores en una revisión de la historia de la adhesión dental describen que el efecto de la aplicación de una solución ácida sobre el esmalte fue demostrada por primera vez por Michael Buonocore en 1955, que realizó una prueba con el fin de alterar la superficie del esmalte para volverla más receptiva para la adhesión (69). En dicho experimento utilizó una solución de ácido fosfórico al 80% por 2 minutos que, aplicado sobre el esmalte produjo una disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita, creando microporos que permitieron la penetración de prolongaciones de resina (tags) en la superficie del esmalte, produciendo así una adhesión micromecánica entre el esmalte y la resina. Dicha prueba revolucionó la odontología en el último siglo impulsando una continua y rápida evolución en los materiales adhesivos restauradores.

El efecto que persigue el grabado ácido sobre el esmalte, se basa principalmente en el cambio de su superficie, mediante la destrucción del interior de los extremos finales de los

prismas manteniendo intacta su estructura periférica produciendo porosidades e irregularidades. El ácido es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (unidad estructural del esmalte) aumentando así la superficie de contacto entre el diente y la resina en unas 2000 veces aproximadamente (70).

Cabe destacar que el efecto del ácido grabador depende de la superficie de esmalte a tratar. La superficie intacta del esmalte suele ser más resistente al grabado ya que en ella el esmalte es aprismático y además, con frecuencia tiene un mayor contenido en flúor. Por otro lado el grabado del esmalte cortado actúa en función de la zona de los prismas que se presenta al ácido. El mejor efecto se consigue cuando el ácido ataca las cabezas de los prismas porque produce una descalcificación mayor en el centro que en la periferia, de forma que se crean unos microporos altamente retentivos de 5 a 15 micras (tipo I). Si lo que se presenta al ácido son prismas cortados longitudinalmente, más que microporos, se crean unas erosiones en forma de hoyo, que son mucho menos efectivas (tipo IV) (45).

Otro aspecto importante a destacar en el grabado o acondicionamiento ácido, es que se ha descubierto que no existen diferencias estadísticamente significativas en el grabado de esmalte con ácido ortofosfórico durante 25 o 60 segundos para la cementación directa de brackets. Sin embargo, si el tiempo de grabado supera los 60 segundos, se genera un patrón de grabado adamantino inadecuado, ya que la precipitación mineral del esmalte eliminado provoca una disminución en la profundidad de los microporos a 2- 8 micras interfiriendo negativamente en la adhesión, también una solución de ácido ortofosfórico al 30% aplicada sobre el esmalte por 60 segundos produce una pérdida superficial de 10µm y penetra hasta una profundidad de 20 µm o hasta 50 µm (71). Convencionalmente, en la práctica odontológica ha sido utilizado el ácido ortofosfórico al 37% como un agente de grabado óptimo, ya que incrementa el área de superficie del esmalte y produce una especie de degradación, creando microporosidades Respecto a la descripción de los diferentes patrones de grabado Silvestone (1975) los describe de la siguiente manera (Ilustración 5):

- Tipo I: efecto desmineralizante con remoción de sales de calcio que se efectúa primordialmente en el centro de los prismas de esmalte dejando la periferia intacta.
- Tipo II: disolución en los contornos del prisma.
- Tipo III: efecto combinado en los dos descritos anteriormente donde no hay evidencia de la estructura prismática.

Galil y Wright (1979) describen dos patrones más:

- Tipo IV: superficie con hoyos y marcas no uniformes, zona con depresiones distribuidas de forma aleatoria sin que exista una destrucción preferente del centro o periferia de los prismas.
- Tipo V: no hay evidencia de los prismas, superficie lisa que carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina (69).

La existencia de diferentes patrones de grabado se relaciona con: el método de acondicionamiento de superficie utilizado, con las variaciones en la composición química de los prismas y, sobre todo con posibles diferencias en las características del esmalte en diversos órganos dentales. En la comparación de patrón de grabado con ácido ortofosfórico y láser Er: YAG Daza y colaboradores realizaron pruebas en la superficie de premolares por medio de microscopio electrónico de barrido. Se colocó ácido ortofosfórico al 37% durante 25 segundos, un grupo con láser a una potencia de 600 mJ y frecuencia de 6Hz y una combinación de ambas técnicas, sus resultados: el patrón de grabado producido por ácido al 37% presentó una mayor prevalencia de grabado tipo II, el patrón de grabado producido con láser Er: YAG un patrón de grabado tipo I y la combinación de ambas técnicas, grabado tipo I (17).

Por otro lado Pires y colaboradores determinaron que una combinación de láser Er: YAG con potencia de 500 mJ, 12 Hz de frecuencia y ácido ortofosfórico dan como resultado un patrón de grabado en panal, Tipo I (8).

Contrario a esto, Contreras y colaboradores determinaron que con el ácido ortofosfórico como acondicionante de superficie se obtiene un patrón de grabado tipo I en comparación con el láser Er: YAG, con potencia de 150 mJ, 7Hz, donde se produce un patrón de grabado tipo IV con microfracturas (72).

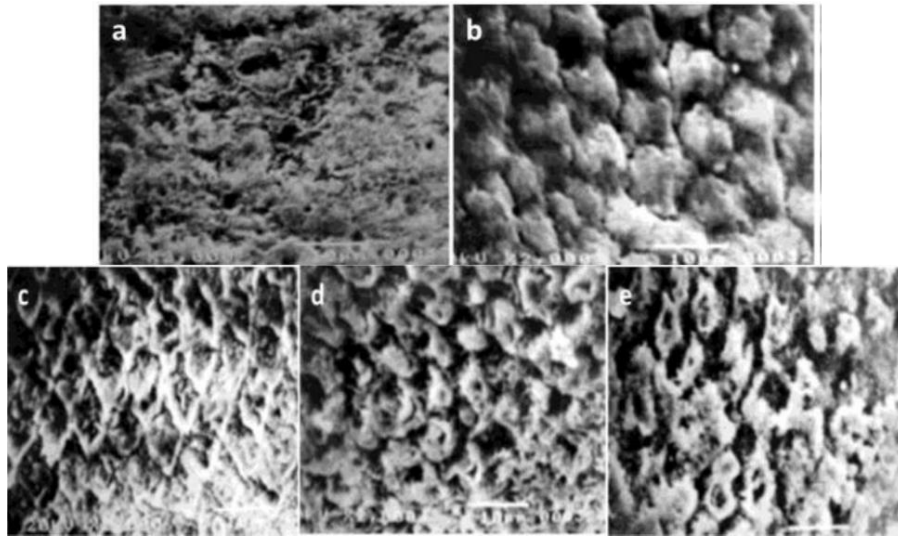


Ilustración 5 Tipos de grabado de esmalte dental a) tipo I; b) tipo II; c) tipo III; d) tipo IV; e) tipo V

(Tomado de Lobato Carreño 2013)

2.1.5 Microscopio electrónico de barrido (SEM)

El microscopio electrónico tiene sus orígenes en el año de 1928, la idea de desarrollarlo surgió de la necesidad de proveerle a una imagen u objeto una resolución superior a la que proporcionaba el microscopio óptico (73).

El microscopio electrónico de barrido (SEM) muestra la imagen de una superficie analizada con alta resolución, puede formar imágenes que contienen información de:

- Composición química de la superficie
- Estado de enlace químico
- Estructura electrónica y morfología de la superficie en una resolución microscópica de varios cientos de Angstroms (Å).

El uso de diferentes técnicas da como resultado diferente resolución, por ejemplo la microscopía electrónica de Auger donde hay actividad de electrones energéticos emitidos desde un átomo excitado después de una serie de eventos de relajación internos, microscopía electrónica de barrido de energía perdida y microscopía de difracción de electrones de barrido de baja energía (LEED) entre otros (74). El principio general de la función del microscopio electrónico de barrido es la dispersión de energía (electrones) por

medio de una pistola de emisión de campo a potencias que van de 100 eV (electronvoltio) a 30 keV (kiloelectronvoltio).

2.1.6 Pruebas de resistencia adhesiva en ortodoncia

El método más utilizado para cuantificar la eficacia adhesiva de diferentes sistemas tanto en ortodoncia como en la mayoría de las disciplinas odontológicas es la prueba de resistencia adhesiva. La base de este método es que la adhesión más fuerte entre el diente y el material, resistirá mejor el esfuerzo impuesto por el sistema y la función oral (52).

Existen diversas pruebas para determinar la fuerzas de adhesión, sin embargo, tradicionalmente la fuerza de adhesión en el cementado de brackets en ortodoncia se ha evaluado utilizando la prueba de resistencia al cizallamiento (shear bond strength) la cual es útil para probar materiales que fallan ante valores comprendidos entre 18-20 MPa o menos, intervalo donde se encuentran la mayoría de las fuerzas de adhesión ofrecidas por los biomateriales de los que actualmente se dispone en el campo de la ortodoncia (75).

Para describir dicha prueba, debemos comprender que las fuerzas externas pueden actuar sobre un cuerpo en diferentes direcciones permitiendo así, clasificar los esfuerzos, deformaciones y resistencias. Comúnmente, el proceso de descementación en máquinas de pruebas se realiza aplicando fuerzas de tracción o cizallamiento. Si dos fuerzas de igual dirección y sentido contrario tienden a aumentar la longitud del cuerpo (traccionarlo), se inducen esfuerzos, y se producen deformaciones que se denominan resistencia traccional o resistencia a la tracción. En el caso de la descementación de brackets, la fuerza se concentra periféricamente por lo cual la prueba a realizar será de resistencia al cizallamiento.

Con la prueba de resistencia al cizallamiento, el bracket cementado sobre la superficie del diente es sometido a una fuerza de cizallamiento ejercida por una punta unida a una máquina de ensayo universal que describe un movimiento en sentido inciso-gingival (de arriba hacia abajo) que va desplazándose a una velocidad constante (0.5 mm/min.) incrementando progresivamente la fuerza hasta provocar el fallo del material desprendiendo así el bracket. La fuerza realizada para provocar la fractura es recogida por un sistema de datos. Este desplazamiento se puede graficar en una curva de esfuerzo contra deformación,

evaluando de esta forma la resistencia de adhesión de acuerdo a la norma ISO 11405; definiremos entonces a la resistencia adhesiva como a la fuerza máxima por unidad de área requerida para romper una unión, ocurriendo una fractura en la interfase adhesivo/adherente.

Al evaluar la resistencia de unión de adhesivos ortodónticos comercialmente utilizados con el fin de determinar cuál de ellos ofrece mejores propiedades. Izardy y colaboradores realizaron pruebas comparativas en los adhesivos Damon3®, Damon3MX®, APC II® y Transbond XT® utilizando diversas combinaciones de pasta y primer en terceros molares libres de caries, en dicha investigación se concluye que, a pesar de que el adhesivo Damon3® muestra los valores más elevados de resistencia adhesiva (utilizado junto al primer OrthoSolo®/Blugloo®), se deben tomar precauciones debido a que esta alta resistencia dificulta su eliminación, lo que, como ha sido anteriormente descrito, resultaría en un daño potencial a la estructura dental. La mezcla de primer de los diferentes sistemas con la pasta Transbond XT® no afecta su desempeño y tomando en cuenta las características deseadas en los adhesivos para aditamentos pasivos en ortodoncia, los tres sistemas se pueden utilizar, sin embargo la pasta Transbond XT® es la que ofrece mayor estabilidad al mezclarla con diversos primers (76).

De igual manera encontramos investigaciones donde se evalúa la resistencia adhesiva de primers autograbantes (séptima generación). Pithon realizó pruebas sobre dientes anteroinferiores de bovinos aplicando Xenon IV® sistema adhesivo con primer autograbante y Transbond XT® mezclados en seis grupos como sigue: grupos 1,2 y 3 con pasta Transbond XT® y acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 37% /primer XT, Xeno IV®/primer XT y Xeno IV® respectivamente. Los grupos 4, 5 y 6 se utilizaron para adherir aditamentos una resina modificada con cemento de ionómero de vidrio (Fuji Ortho LC®) acondicionando la superficie con ácido ortofosfórico al 37%, Xeno IV® primer y finalmente un grupo sin acondicionar. Los resultados arrojaron que no existen diferencias significativas en los grupos 1, 2 y 3. Los valores más elevados de resistencia adhesiva se encontraron en estos tres grupos confirmando así la eficacia del uso de la pasta Transbond XT® aun al ser combinada con primers de otros sistemas adhesivos (77).

En evaluaciones de resinas acrílicas y resinas compuesta, Caballero y colaboradores realizaron un estudio comparativo utilizando Transbond XT® frente a Orthomite®, resina acrílica frecuentemente utilizada en la cementación de brackets dentales, los resultados de

este estudio muestran que la resina compuesta supera los valores de resistencia adhesiva de la resina acrílica (21.4 MPa contra 18.4 MPa respectivamente) (78).

Destacamos que Transbond XT® y Transbond color Change® también han sido comparados. De Souza y colaboradores realizaron pruebas en dientes de bovino con brackets metálicos y cerámicos evaluando los adhesivos anteriormente mencionados frente a Ortho Lite Cure®. Existen dos aspectos importantes en los resultados de estas pruebas: primero, que la resistencia adhesiva es similar en brackets metálicos y cerámicos cuando se utiliza el mismo sistema adhesivo, además de que los valores de resistencia adhesiva más elevados los ofrece el adhesivo Transbond XT® seguido del adhesivo Transbond Color Change® mientras que el adhesivo Ortho Lite® ofrece valores de resistencia adhesiva por debajo de los parámetros requerido en ortodoncia (6-8 MPa) (79).

2.1.7 Adhesivo experimental

Debido a la evolución tecnológica, en la actualidad se ofertan adhesivos ortodónticos de diferente naturaleza, las resinas a base de BisGMA son las más comunes. Sin embargo, este monómero presenta ciertas desventajas entre las que destaca su alta viscosidad, que requiere de la incorporación de otro monómero para disminuirla. Comúnmente como diluyente se emplea el Trietilenglicol bis (metacrilato) o TEGDMA por su mayor flexibilidad para compensa la rigidez del BisGMA. (80, 81).

Otro aspecto a destacar es que, diversos autores mencionan que el BisGMA puede ser metabolizado por combinación hidrolítica y degradación enzimática formando bisfenol A, un compuesto con actividad estrogénica mostrando en algunos casos su presencia en saliva, siendo un tema altamente controvertido, algunos fabricantes evitan incorporarlo en su formulación (82).

Por otro lado, los monómeros funcionales pueden formar polímeros lineales o de cadenas cruzadas, siendo estos últimos los que presentan una mayor resistencia mecánica, por este motivo el entrecruzamiento es importante para reforzar un adhesivo de resina (83, 84).

El Trimetilol propano trimetacrilato, de la misma familia del BisGMA (metacrilato) es un monómero poco viscoso (se evita la co-polimerización) que estimula la formación de cadenas cruzadas lo que se traduce en una mayor resistencia mecánica (resistencia al desprendimiento). Por este motivo la formulación de un material adhesivo con posible uso

en ortodoncia, cambiando el monómero bifuncional (BisGMA) por un monómero trifuncional (TMPTMA) podría mejorar las características de los adhesivos comúnmente utilizados, disminuyendo las desventajas, cumpliendo con los requisitos de adhesión en ortodoncia y mejorando la calidad en los tratamientos donde se cementa aparatología fija (85).

López y colaboradores evaluaron cuatro adhesivos ortodónticos comerciales de mayor uso en México. Se encontró que Ortho Solo® y Transbond XT® fueron los adhesivos que presentan mayor y menor resistencia al desprendimiento, motivo por el cual se utilizaron como parámetros comparativos al desarrollar el adhesivo experimental incluido en este estudio (63). López y colaboradores al desarrollar y evaluar el adhesivo con base Trimetilol propano de trimetacrilato concluyó que éste presentaba mejor comportamiento en la resistencia adhesiva en comparación al adhesivo con BisGMA, Transbond XT® y Ortho Solo® (63). Se encontró como material comparativo de este adhesivo experimental, a Futurabond® que contiene en su formulación BISGMA, HEMA Y TMP-TMA. En un estudio realizado por Pires y colaboradores se realizaron pruebas comparativas utilizando acondicionamiento de superficie con láser Er: YAG y ácido ortofosfórico, con los adhesivos ExciTE®, AdheSE®, FuturaBond® y Xeno V® y FuturaBond® los resultados de esta investigación, concluyen que el ácido ortofosfórico aumenta significativamente la resistencia adhesiva en comparación al láser Er: YAG , además de que en el adhesivo FuturaBond® se encontró la resistencia adhesiva más baja frente a los demás adhesivos incluidos en el estudio (8).

Hosseini y colaboradores llegaron a la conclusión de que no existe diferencias significativas en muestras irradiadas con láser a una potencia de 1 o 1.5 W, en prueba de resistencia de unión a la cizalla, el resultado fue 6.97 MPa y 6.93 MPa respectivamente, superando así al ácido ortofosfórico 3.82 MPa (4). Sin embargo, como desventaja de este estudio se encontró que no describe el total de los parámetros en dosimetría utilizados, por lo cual no se puede reproducir la técnica empleada. Contrario a los resultados anteriormente mencionados, en México, Contreras y colaboradores, realizaron pruebas en dientes de bovinos donde los órganos dentales fueron acondicionados con ácido ortofosfórico a una concentración de 15% por 15 segundos, cementando la aparatología Ortodóntica con Transbond Plus Color Change, el valor de la resistencia adhesiva fue de 8.2 MPa, por otro lado los grupos irradiados con láser Er:YAG con una potencia de 150 mJ /7Hz y 150 mJ/ 12 Hz mostraron una resistencia adhesiva de 2.9 y 4.8 MPa respectivamente, motivo por el cual se concluyó que no es recomendable el uso de este equipo como acondicionante de

superficie resaltando las ventajas que se obtienen al aplicar la técnica convencional (72). Cámara y colaboradores comparan la resistencia adhesiva de adhesivos autocurables y acondicionamiento láser Er: YAG con potencia de 300 mJ /6 Hz en un modo de barrido por 30 segundos, con adhesivos de resina compuesta, esta evaluación concluye que en el esmalte tratado con láser se reduce significativamente la resistencia adhesiva en comparación a los adhesivos autocurables evaluados (86). Encontramos, por otro lado que Sagir y colaboradores estudiaron el efecto de diferentes pulsos de irradiación láser comparados con ácido ortofosfórico al 37%, utilizando una potencia de 120 mJ, 10 Hz 1.2 Watts de poder, con pulso MSP, 120 mJ 10 Hz 1.2 Watts con pulso QSP. Se encontró la resistencia adhesiva más elevada en el grupo con pulso QSP 11.80 MPa \pm 2.7 MPa seguido del grupo MSP 10.10 MPa \pm 4.5 MPa, con la resistencia más baja en el grupo acondicionado con ácido ortofosfórico 6.6 MPa \pm 2.4 MPa (6). Estos resultados contrastan con las investigaciones previamente descritas, sin embargo de nuevo la reproductibilidad del método se vuelve compleja debido a que no todos los equipos láser Er: YAG cuentan con pulso QSP, en el caso del utilizado en este estudio, el pulso más cercano es el VSP.

Por otro lado, Turkoz y colaboradores evalúan el acondicionamiento de superficie producido con ácido ortofosfórico al 35%, aire abrasivo y láser Er: YAG con 350 mJ, 4Hz, concluyendo que el láser y ácido ortofosfórico presentan los valores más elevados de resistencia adhesiva (13.61 \pm 0.61 MPa) sin embargo la estructura dental fue más dañada con láser motivo por el cual no se considera una técnica segura de acondicionamiento de superficie (87).

2.1.8 Índice de adhesivo remanente (ARI)

El índice de adhesivo remanente fue descrito por Artun y Bergland en 1984. Desarrollado para evaluar a los adhesivos en ortodoncia y posteriormente popularizado a pesar de ser de naturaleza cualitativa y subjetiva. Es común su empleo en múltiples investigaciones con el fin de describir la cantidad de adhesivo residual posterior a la descementación de aparatología ortodóntica pasiva sobre la superficie del diente. Algunos investigadores han aumentado a 5 o 6 la escala del índice para describir mejor la apariencia del adhesivo remanente. De manera convencional este índice se lleva a cabo mediante el uso de estereomicroscopio a una magnificación de 20x, 10x u 8x para evaluar así las características de la superficie del esmalte (88).

La importancia de esta prueba en la elección de un adhesivo ortodóntico ha sido debatida ya que como se puede deducir, no refleja de ninguna manera la resistencia adhesiva del material a evaluar, sin embargo sus diferentes resultados orientan acerca de la seguridad de la remoción de la resina residual posterior a la descementación de brackets (89).

La escala en el resultado de adhesivo residual sobre la superficie dental es (Ilustración 6):

- 0: nada de adhesivo sobre la superficie dental
- 1: menos de la mitad del adhesivo sobre la superficie dental
- 2: más de la mitad del adhesivo
- 3: todo el adhesivo sobre la superficie dental con impresión de la malla sobre este.

Kecik y colaboradores buscando una mayor precisión sobre el índice introducen una técnica incorporando un método de naturaleza cuantitativa al magnificar una imagen digitalizada del esmalte expresando el resultado del adhesivo residual en porcentaje midiendo el área de la base del bracket, esta técnica se ha popularizado en los últimos años, sin embargo el método cualitativo sigue siendo el más utilizado (90).

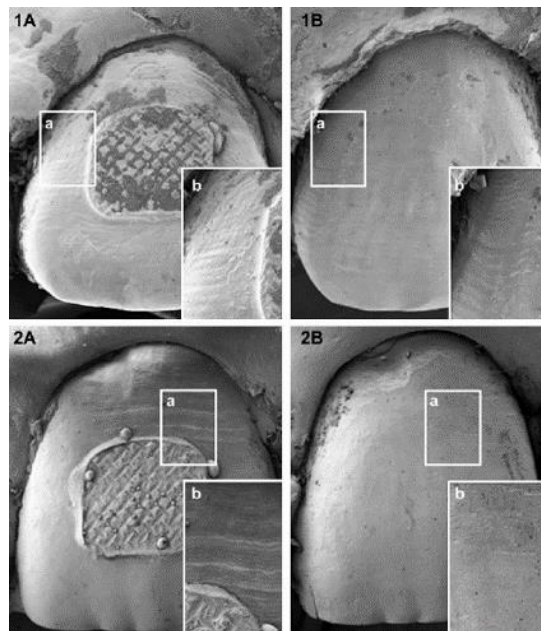


Ilustración 6 Imagen digital ARI, inmediata a la descementación de brackets

(Tomada de https://www.researchgate.net/figure/47299576_fig2_Fig-2-Representative-photographs-of-the-tooth-surfaces-immediately-after-bracket)

Sagir y colaboradores evaluaron el índice de adhesivo remanente utilizando el adhesivo Transbond XT® con acondicionamiento de superficie láser y con ácido ortofosfórico, sus resultados muestran que el fallo adhesivo en el grupo acondicionado con ácido se daba entre la interfase esmalte-adhesivo, causando un menor riesgo de fracturas y subsecuente daño al ser eliminado (6).

Turkoz y colaboradores evaluaron este índice con diferentes técnicas de acondicionamiento: ácido ortofosfórico, adhesivos autograbantes, aire abrasivo, aire abrasivo con ácido, láser Er: YAG y láser con ácido. En sus resultados destaca que en el caso del acondicionamiento con ácido ortofosfórico se obtuvo un resultado sin diferencias estadísticamente significativas en comparación al láser con un ARI promedio de 1 (87).

III JUSTIFICACIÓN

La colocación de brackets trae consigo ciertas desventajas, entre las que destaca la desmineralización del esmalte producida al momento de acondicionar el diente para hacer viable la cementación de dichos aparatos lo que vuelve a la estructura dental más susceptible a la formación de caries. Múltiples investigaciones han señalado la alta prevalencia de estas lesiones en torno a la aparatología ortodóntica. Por otro lado se ha demostrado la susceptibilidad del esmalte a formar manchas blancas y caries en torno de los aditamentos ortodónticos (72).

Asimismo, la descementación de estos puede producir daño potencial por eliminación no selectiva de adhesivo y parte de estructura dental adyacente(12,91), por este motivo se han desarrollado productos cuya finalidad es adherirse firmemente a estos aditamentos pero disminuyendo los riesgos a la estructura dental, lo que representa la posibilidad de realizar tratamientos ortodónticos sin poner en riesgo la integridad del diente, esto resulta en un gran avance en el desarrollo de adhesivos que protejan el esmalte y aun así cumplan su función de cementación, volviendo más trascendental el hecho de estudiar dichas alternativas y analizar las ventajas que nos ofrecen para hacer viable su aplicación (13).

Por otro lado, el láser odontológico (Er: YAG) ha demostrado gran utilidad en el acondicionamiento para la cementación de brackets (19, 92, 93) y se ha confirmado que aporta al esmalte mayor resistencia al ataque ácido bacteriano y a la subsecuente formación de caries (94, 95). Sin embargo la aplicabilidad de esta técnica alterna es limitada

y sin estandarizar, y la dificultad para acceder a dicha tecnología por su elevado costo produce desconocimiento práctico de la misma, lo que limita su utilización y sus ventajas que se traducirían en una mejoría de la atención odontológica en nuestro país.

Cabe mencionar que existen ciertas limitaciones al intentar evaluar dichas técnicas in-vivo lo que lleva al investigador a intentar reproducir los fenómenos producidos en el estudio de modelos alternos al humano, en este contexto los dientes de bovinos han demostrado tener similitudes con los humanos en lo que respecta a esmalte dental volviendo viable realizar investigaciones en dicha especie (86, 58).

Es así como concluimos que existen investigaciones previas que se plantean la viabilidad de utilizar estos tratamientos alternativos mostrando claras ventajas en su aplicación. Sin embargo algunos estudios muestran variaciones drásticas que no aclaran cual es la mejor manera de proceder al aplicar dichos procedimientos y muchas de ellas concluyen que existe una mayor prevalencia de desventajas, lo cual nos plantea la necesidad de estudiar la mejor opción para obtener resultados que aporten un mayor conocimiento de la correcta aplicación de estos materiales y aclaren cuál es su funcionalidad y posibles ventajas frente a las técnicas tradicionales.

IV HIPOTESIS

4.1. Hipótesis alterna

El uso de láser Er: YAG y de adhesivo experimental producirá diferencias significativas en la resistencia adhesiva de brackets ortodónticos a dientes de bovino en comparación a la técnica convencional.

4.2. Hipótesis nula

El uso de láser Er: YAG y de adhesivo experimental no producirá diferencias significativas en la resistencia adhesiva de brackets ortodónticos a dientes de bovino en comparación a la técnica comercial.

V OBJETIVOS

5.1 Objetivo general

Valorar la resistencia adhesiva de brackets ortodónticos utilizando un adhesivo experimental y láser Er: YAG en dientes de bovino.

5.2 Objetivos específicos

- Valorar la resistencia adhesiva al cizallamiento empleando técnica de grabado con ácido ortofosfórico y adhesivo comercial (Transbond XT®) en la cementación de brackets ortodónticos a dientes de bovino.
- Valorar la resistencia adhesiva al cizallamiento empleando técnica de grabado con láser Er: YAG y adhesivo experimental en la cementación de brackets ortodónticos a dientes de bovino.
- Valorar la resistencia adhesiva al cizallamiento empleando técnica de grabado con ácido ortofosfórico y adhesivo experimental en la cementación de brackets ortodónticos a dientes de bovino.
- Valorar la resistencia adhesiva al cizallamiento empleando técnica de grabado con Er: YAG y adhesivo comercial (Transbond XT®) en la cementación de brackets ortodónticos a dientes de bovino.
- Analizar las imágenes del patrón de grabado obtenidas con el microscopio electrónico de barrido en las dos técnicas de acondicionamiento de superficie utilizadas
- Determinar y analizar el índice de adhesivo remanente empleando estereoscopio en descementación de brackets en los cuatro grupos conformados.

VI MATERIALES Y MÉTODO

6.1 Tipo de estudio

Estudio experimental, con elección no probabilística por conveniencia de la muestra. Enfoque cuantitativo debido a que la evaluación de los resultados se basa en representar

con números los datos obtenidos y que éstos se analizan mediante procedimientos estadísticos por medio de los cuales se busca confirmar la hipótesis alterna.

6.2 Diseño de investigación

El diseño de estudio es cuasiexperimental, transversal ya que a pesar de que se tiene control sobre las variables a evaluar y existe un grupo control, no se realiza una medición previa a la intervención propuesta además de que la elección de la muestra no es aleatoria, siendo esta última característica decisiva en la clasificación de este tipo de estudios.

6.3 Muestra

Conformada por N=60 incisivos mandibulares de bovino divididos en 4 grupos con 15 órganos dentales cada grupo.

6.4 Equipo

Para el acondicionamiento láser de la superficie dental se utilizó un láser Er: YAG marca Fotona modelo Fidelis XS “pulso cuadrado y variable” (VSP), con control retroalimentado de energía. Alemania.

Las imágenes de microscopia electrónica de barrido para patrón de grabado se obtuvieron con un microscopio electrónico de barrido (SEM), por sus siglas en inglés marca JEOL, modelo JEOL JSM-7600F EU.

El área de los brackets utilizados fue medida utilizando un calibrador digital marca Mitutoyo modelo CD-6C Japón.

Para la polimerización del adhesivo se utilizó una unidad LED marca Bluephase 16i 12 V DC, Ivoclar Vivadent EU, con una punta de 13 mm y con modo de funcionamiento HiP (irradiancia promedio: 1000mW/cm²) en todos los grupos.

La irradiación lumínica se monitoreó con un radiómetro digital marca Bluephase meter Ivoclar, Vivadent EU.

El ensayo de resistencia de unión a la cizalla fue realizado en una máquina universal de pruebas mecánicas marca INSTRON Mas EU, Software serie IX y soporte para montar muestras para pruebas mecánicas.

La observación de índice de adhesivo remanente se obtuvo en estereomicroscopio marca LOMO (modelo MGC-10 Rusia) con aumento de 8x y fuente de poder marca Photonic (modelo PL 3000 EU), 1120 Volts, 60 ciclos y filtro amarillo.

Adhesivo comercial: Transbond XT (Light Cure, adhesive Primer, Lote: FL2PF, 3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia California, EU.

Adhesivo experimental: Adhesivo base TMPTMA.

Transbond XT®
Primer: Metacrilato
Pasta: Aminobenzoato, Canforoquinona, Bis-GMA, TEGDMA, Silano, Sílice de cuarzo

Tabla 1 Composición de Transbond XT (Según el fabricante)

6.5 Variables

Tipo de variable	Nombre de la variable	Definición conceptual	Definición operacional
variable independiente	Agente adhesivo	Resina de diacrilato (compuesta) con matriz de refuerzo inorgánico y epoxiresina modificada bis GMA de fotopolimerización lineal o por cadenas cruzadas.	Formulación adhesiva con posible aplicación ortodóntica sustituyendo Bis GMA por TMPTMA (85). Esta variable se evaluó a través de la prueba de resistencia de unión al cizallamiento, así como de índice de remanente adhesivo.
variable independiente	Láser Er: YAG	Láser en estado sólido con medio activo constituido por un cristal de Itrio-aluminio-granate contaminado con moléculas de metal erbio con radiación dentro del rango de luz infrarroja y longitud de onda de 2940 nanómetros (19).	Luz con potencia de 120 mJ, 10 Hz y 2W por 15 segundos aplicada sobre la superficie del esmalte con la finalidad de acondicionar. Esta variable se evaluó a través de los datos obtenidos con SEM.
variable independiente	Ácido ortofosfórico	Sustancia química corrosiva, solido incoloro e inodoro o liquido viscoso y transparente utilizado comúnmente para proteger metales contra la corrosión, fertilizantes, detergentes, tratamiento de agua y acondicionamiento de superficie dental	Producto en concentración de 35% por 20 segundos y enjuague con spray de aire/agua con la finalidad de disolver una porción de los prismas del esmalte produciendo irregularidades microscópicas sobre esta superficie y aumentando así la penetración de composites. Esta variable se evaluó a través de las imágenes obtenidas por SEM.

Tabla 2 Definición de variables independientes

Variable	Dimensión	Indicadores	Tipo de medición	Escala	Valor
Patrón de grabado	Patrón de grabado de: * <u>Ácido ortofosfórico</u> * <u>Láser Er:YAG</u>	SEM	Cualitativo	Ordinal	<u>Tipo 1</u> : remoción del centro de los prismas. <u>Tipo 2</u> : remoción de la periferia de los prismas. <u>Tipo 3</u> : erosión indiscriminada de los centros y periferia de los prismas. <u>Tipo 4</u> : superficie con hoyos y marcas no uniformes sin evidencia de los prismas con superficie lisa.
Fuerza adhesiva	Fuerza de adhesión de: * <u>Ácido ortofosfórico/Transbond XT®</u> * <u>Ácido ortofosfórico/adhesivo experimental</u> * <u>Láser Er:YAG/Transbond XT®</u> * <u>Láser Er:YAG/adhesivo experimental</u>	Fuerza máxima al macrocizallamiento	Cuantitativa	De razón	Newton
Índice de adhesivo remanente	<u>Adhesivo remanente en los grupos:</u> <u>Ácido ortofosfórico/Transbond XT®</u> * <u>Ácido ortofosfórico/adhesivo experimental</u> * <u>Láser Er:YAG/Transbond XT®</u> * <u>Láser Er:YAG/adhesivo experimental</u>	Estereoscopio	Cualitativa	Ordinal	<u>0</u> : sin rastro de adhesivo en la superficie dental <u>1</u> : menos de la mitad del adhesivo en la superficie dental <u>2</u> : más de la mitad del adhesivo sobre la superficie dental <u>3</u> : todo el adhesivo sobre la superficie dental con la base del bracket marcado en esta

Tabla 3 Definición de variables dependientes

6.6 Criterios de inclusión.

Este estudio se realizó en dientes de bovinos menores a 5 años de edad sacrificados para consumo cuyas características fueron: órganos dentales anteriores inferiores permanentes libres de lesiones cariosas, manchas blancas, fracturas, desgaste, o alteraciones morfológicas recolectados en rastro municipal de Pachuca Hidalgo.

6.7 Aspectos éticos del estudio

No existen conflictos de índole ético en el desarrollo de este estudio ya que los órganos dentales de bovinos se obtienen de animales sacrificados previamente por motivo de consumo.

6.8 Método

Preparación de muestras

- Inmediatamente después de su extracción los órganos dentales fueron meticulosamente lavados con agua y raspados con bisturí para retirar de la raíz restos de tejido gingival, se procedió a eliminar tejido pulpar y a desinfectar con timol al 2% dichos órganos, posteriormente fueron almacenados en agua destilada a una temperatura de 5 °C en un periodo menor a un mes hasta la fecha del procedimiento de adhesión de brackets.
- El primer paso fue la separación de la corona clínica de la raíz mediante micromotor, disco de carburo y abundante irrigación con agua destilada de acuerdo a la norma ISO 11405; se obtuvieron 60 moldes de PVC de 20 mm de diámetro interno y 20 mm de altura, los cuales fueron llenados con acrílico mezclado en proporción volumétrica 3:1 de polímero monómero de acuerdo a las instrucciones del fabricante dentro de los cuales se colocaron los órganos dentales con la cara vestibular paralelamente la base, la polimerización del acrílico se produjo en condiciones ambientales posteriormente se procedió a extraer las muestras y lijarlas con papel abrasivo granos 600, 900 y 1200 (Ilustración 7).

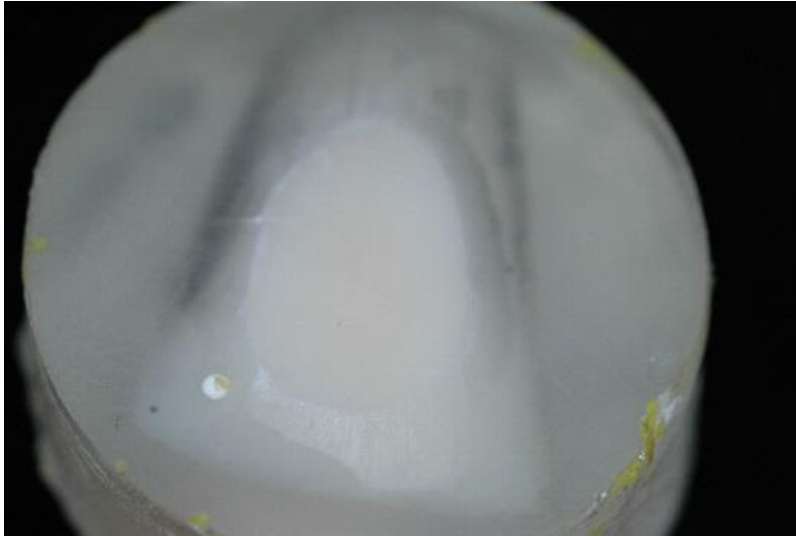


Ilustración 7 Imagen de la superficie dental previa al procedimiento adhesivo

- Los 60 dientes fueron divididos aleatoriamente en cuatro grupos (15 en cada grupo). En cada grupo se realizó un procedimiento adhesivo diferente que se describe a continuación:

Grupo A1 o control: acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos y cementación de brackets con sistema Transbond XT®.

Grupo A2: acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos y cementación de brackets con primer Transbond XT® y adhesivo experimental.

Grupo B1: acondicionamiento de superficie con Láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm 2 Watts de poder por 15 segundos y cementación de brackets con sistema Transbond XT®.

Grupo B2: acondicionamiento de superficie con Láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm 2 Watts de poder por 15 segundos y cementación de brackets con primer Transbond XT® y adhesivo experimental.

- Previo al procedimiento de cementación de brackets se realizó profilaxis de la superficie dental expuesta con pieza de baja velocidad con contra ángulo, copas de hule y pasta de piedra pómez por 15 segundos manteniendo estandarizado el procedimiento profiláctico desechando la copa de hule después de 5 usos. Posteriormente, para los dos grupos en los cuales se realizó el acondicionamiento

de superficie con ácido ortofosfórico, este fue colocado con un pincel nuevo entre cada diente (Ilustración 8), dicho procedimiento se llevó a cabo con cronómetro en mano, comenzando a contabilizar el tiempo al momento en que el ácido entró en contacto con la superficie dental seca, pasados veinte segundos se procedió a enjuagar con spray de jeringa triple libre de aceite por 15 segundos, y secado con aire por 15 segundos.

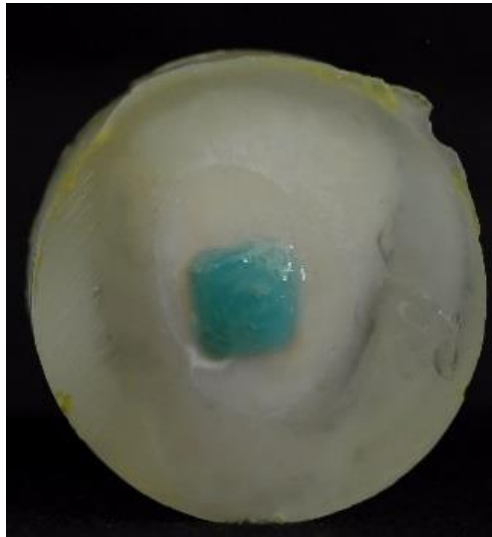


Ilustración 8 Acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico

- Después se colocó el Primer (Transbond XT®), frotándolo sobre la superficie dental por 5 segundos, aplicando aire por 5 segundos (Ilustración 9).



Ilustración 9 Adhesivo comercial

- Para la colocación de la pasta adhesiva se llevó a cabo el mismo procedimiento en los cuatro grupos experimentales, variando solo el producto a utilizar (Transbond XT o adhesivo experimental). Se colocó la pasta sobre la superficie del bracket, el cual se llevó al diente por medio de un posicionador y aplicando presión, para evitar excedentes del material, el adhesivo remanente de los márgenes del bracket fue eliminado con un explorador.
- Terminado el procedimiento de colocación y eliminación de excedente adhesivo se fotopolimerizó la superficie del bracket por las cuatro caras del mismo por un tiempo de 10 segundos en cada cara (Ilustración 10). Para la polimerización del adhesivo se utilizó una unidad Led Bluephase 16i en todos los grupos, se destaca que en este paso el voltaje se mantuvo constante mediante un regulador automático. Previo a la polimerización del adhesivo de cada una de las muestras se verificó la irradiancia la luz con radiómetro digital. Al terminar el procedimiento adhesivo los órganos dentales fueron colocados en agua destilada y almacenados a 37 °C por un periodo de 24 horas, posteriormente se llevó a cabo la prueba de resistencia de unión a la cizalla.



Ilustración 10 Bracket adherido

6.8.1 Resistencia de unión a la cizalla

- Se colocó cada muestra sobre un soporte que fue llevado a la máquina universal de pruebas mecánicas con la punta del aplicador de fuerza paralela al área de adhesión del bracket se utilizó una celda de carga de 1 kN, y una velocidad del cabezal de 0.5 milímetros por minuto hasta el desprendimiento total, empleando para la captura de datos el programa serie IX

La resistencia de unión fue calculada mediante la siguiente formula:

$$r = \frac{f}{a}$$

Donde:

r : Esfuerzo (MPa)

f : Fuerza (N)

a : Área (mm²)

- El resultado de la resistencia de unión a la cizalla de los cuatro grupos fue convertido a megapascales (MPa). Dichos valores fueron evaluados mediante la prueba estadística ANOVA con post hoc Tukey para observar diferencias entre los grupos. El tipo de medición fue cuantitativa en escala de razón. Los indicadores de la evaluación fueron: fuerza máxima al macrocizallamiento.



Ilustración 11 Prueba de resistencia de unión a la cizalla

6.8.2 Valoración del patrón de grabado

- Para la valoración del patrón de grabado se utilizaron tres muestras las cuales fueron seleccionadas siguiendo los mismos criterios de inclusión previamente descritos, inmediatamente a su extracción los órganos dentales fueron meticulosamente lavados con agua y raspados con bisturí para retirar de la raíz restos de tejido gingival, eliminando tejido pulpar y desinfectado con timol al 2%.
- se realizó el mismo procedimiento de corte, montaje y almacenamiento, utilizando dos muestras, para las cuales el acondicionamiento de superficie fue:
Muestra C1: procedimiento de acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico al 35% por 20 segundos, muestra D1: se acondicionó la superficie con Láser Er: YAG 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP con longitud de onda de 2940 nm, 2 Watts de poder por 15 segundos y, finalmente muestra E1: sin tratamiento de superficie.

- Se procedió a recubrir con oro las muestras para promover así la interacción de electrones sobre su superficie para la observación y evaluación de la morfología de la estructura dental por medio de microscopio electrónico de barrido (SEM).
- Para esto, contrario a otras formas de microscopía, en la de barrido de electrones no existe una imagen verdadera de la muestra, toda la información sobre ella, se obtiene directamente de un mapeo de la superficie de la misma. El aumento (M) alcanzado de la imagen está dado por:

$$M=W/w$$

Donde W es el ancho de la pantalla

w es la anchura de una única línea de barrido de la muestra (ya que W| es constante, el aumento crece si disminuye w)

- El tipo de medición fue cualitativa escala ordinal. Resultados de la evaluación según Gail y cols.

Tipo 1: remoción del centro de los prismas.

Tipo 2: remoción de la periferia de los prismas

Tipo 3: erosión indiscriminada de los centros y periferias de los prismas.

Tipo 4: superficie con hoyos y marcas no uniformes.

Tipo 5 sin evidencia de los prismas con superficie lisa.

6.8.3 Valoración de índice de adhesivo remanente (ARI)

- Posterior a la descementación de los brackets fueron evaluadas el total de las muestras para determinar así la cantidad de remanente adhesivo sobre ellas para tal efecto se utilizó un estereomicroscopio con aumento de 8x, 1120 Volts, 60 ciclos y filtro amarillo.
- Para evitar sesgos relacionados con la evaluación de un solo examinador se recurrió a tres examinadores con conocimiento de la clasificación ARI (índice de remanente adhesivo) sin relación con la investigación en curso, para analizar la concordancia entre estos se utilizó el Índice Kappa de Cohen. Posteriormente se realizó una

prueba Kruskal Wallis con post hoc de comparación múltiple para determinar las diferencias entre grupos el tipo de medición fue cualitativa en escala ordinal. Los resultados de la evaluación según Reynolds son:

0: sin rastros de adhesivo en la superficie dental.

1: menos de la mitad de adhesivo en la superficie dental.

2: más de la mitad de adhesivo en la superficie dental.

3: todo el adhesivo en la superficie dental con la base del bracket marcada en él.

VII RESULTADOS

7.1.1 Valoración de la resistencia de unión a la cizalla

Se realizó un análisis de homogeneidad de varianzas a los resultados de la prueba de unión a la cizalla por medio del test de Levene, (Tabla 4).

Prueba de homogeneidad de varianzas				
Variable	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Tensión	4,012	3	55	0,012

Tabla 4 estadísticos descriptivos. Test de Levene

De acuerdo al resultado de esta prueba, con una $p= 0.012$ se rechaza la hipótesis nula de igualdad de varianzas, por lo cual los datos no cumplen con el requisito de homogeneidad. Para conseguir este requisito se realizó la transformación de los datos (raíz cuadrada). El resultado del test de homogeneidad de varianzas con los datos transformados se muestra a continuación (Tabla 5):

Prueba de homogeneidad de varianzas			
Raíz-Tensión (MPa)			
Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
1,291	3	56	,286

Tabla 5 prueba de homogeneidad de varianzas

Al transformar los datos con una $p=.286$ se acepta la hipótesis nula de igualdad de varianzas (homogeneidad), por lo tanto, pueden ser evaluados mediante el análisis de varianza ANOVA de una vía.

La media aritmética y desviación estándar de la resistencia de unión a cizalla de los cuatro grupos se muestran en la tabla 6.

	N	Media	Desviación típica	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
A1	15	15,5507	3,89107	13,3959	17,7055	7,23	22,81
A2	15	3,0933	,88061	2,6057	3,5810	1,88	4,70
B1	15	11,0920	2,82001	9,5303	12,6537	5,53	15,59
B2	15	4,3768	1,47676	3,5590	5,1946	2,13	7,28
Total	60	8,5282	5,68165	7,0605	9,9959	1,88	22,81

Tabla 6 Media aritmética y desviación estándar para cada uno de los grupos

Los resultados de la prueba estadística ANOVA, se presentan en la tabla 7, para dicha prueba la significancia obtenida fue menor a 0.05, lo que indica que si existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Prueba de los efectos inter-sujetos
Variable dependiente: resistencia de unión a la cizalla

ANOVA de un factor					
Raíz Cuadrada de la Resistencia de Unión a Cizalla					
	Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	47,154	3	15,718	97,727	,000
Intra-grupos	9,007	56	,161		
Total	56,161	59			

Tabla 7 Prueba ANOVA de una vía para resistencia de unión a la cizalla

Para determinar entre cuáles existe esta diferencia se realizó una prueba post hoc Tukey de comparaciones múltiples. Dicha prueba puede resumirse en el cuadro de subconjuntos homogéneos de la tabla 8.

Resistencia de unión a la cizalla

DHS DE TUKEY 1,2, 3, 4.

Raíz Cuadrada de la Resistencia de Unión a Cizalla				
HSD de Tukey				
Grupo	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
		1	2	3
A2	15	1,7423		
B2	15	2,0637		
B1	15		3,3035	
A1	15			3,9123
Sig.		,137	1,000	1,000

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15,000.

Tabla 8 subconjuntos homogéneos de los grupos (raíz cuadrada)

El cuadro de subconjuntos homogéneos puede interpretarse mejor de la siguiente manera (Tabla 9):

Resistencia de unión a cizalla de brackets ortodónticos a esmalte bovino. n=15. Media (d.e.)	
Grupo	Resistencia de unión a cizalla (MPa)
A1	15.55 (3,89) ^a
A2	3.09 (0,88) ^c
B1	11.09 (2.82) ^b
B2	4.37 (1.48) ^c

^{Abc} Letras iguales significa que no existen diferencias estadísticamente significativas

Tabla 9 subconjuntos homogéneos de los grupos

Los valores de la resistencia de unión a la cizalla muestran que el grupo A1 presenta diferencias estadísticamente significativas en comparación con los demás grupos, de la misma manera el grupo 3 posee la misma característica. Por otro lado en los grupos 2 y 4 no existen diferencias estadísticamente significativas. Para comprender mejor dichas diferencias revisar ilustración 12.

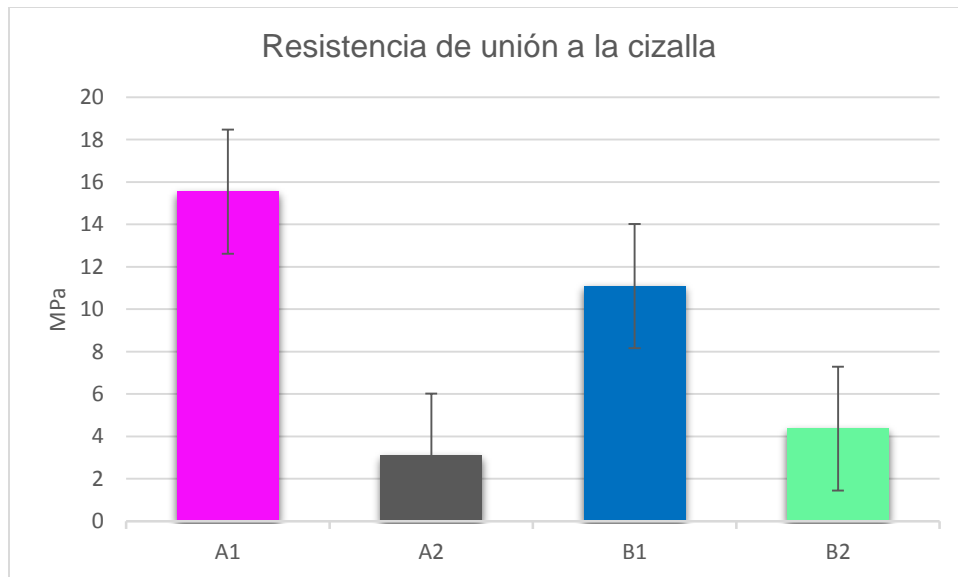


Ilustración 12 Gráfica de subconjuntos homogéneos de los grupos

7.1.2 Valoración del patrón de grabado por Microscopía Electrónica de Barrido

Las superficies observadas corresponden a la porción central del esmalte vestibular de los dientes seleccionados. La Ilustración 13 muestra una imagen de la superficie del esmalte sin acondicionar (E1), mientras que las Ilustraciones 14 y 15 muestran esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico (C1), finalmente las ilustraciones 16 y 17 muestran esmalte acondicionado con láser Er:YAG (D1).

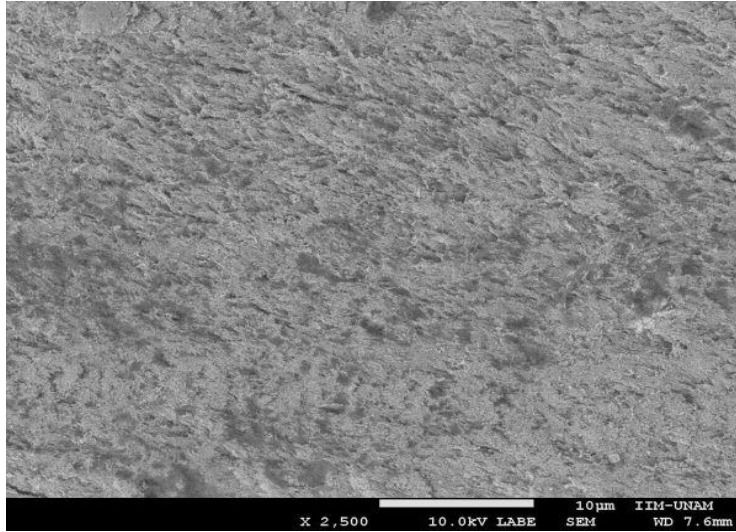


Ilustración 13 Imagen SEM de esmalte dental de bovino con magnificación de X 2500

Se muestra una superficie dental lisa, con presencia de algunos defectos naturales como surcos los cuales pueden ser resultado de la función del diente en la boca o bien del corte de la muestra, no se aprecia exposición de los prismas del esmalte (Ilustración 13).

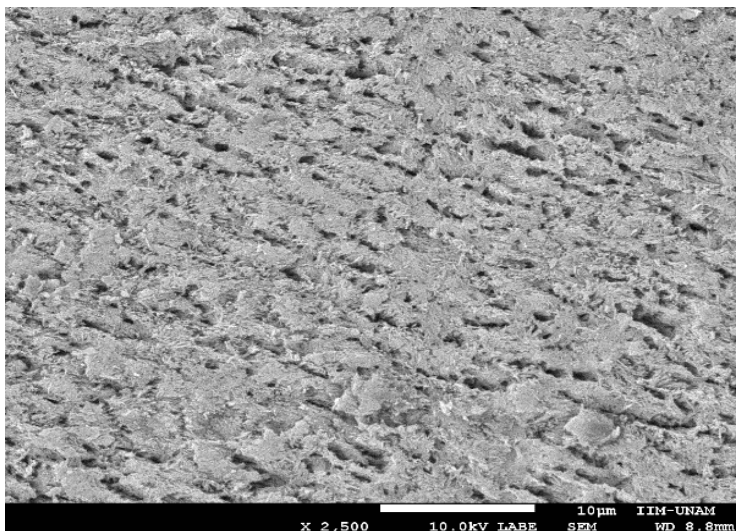


Ilustración 14 Imagen SEM de esmalte acondicionado con ácido con magnificación de X 2500

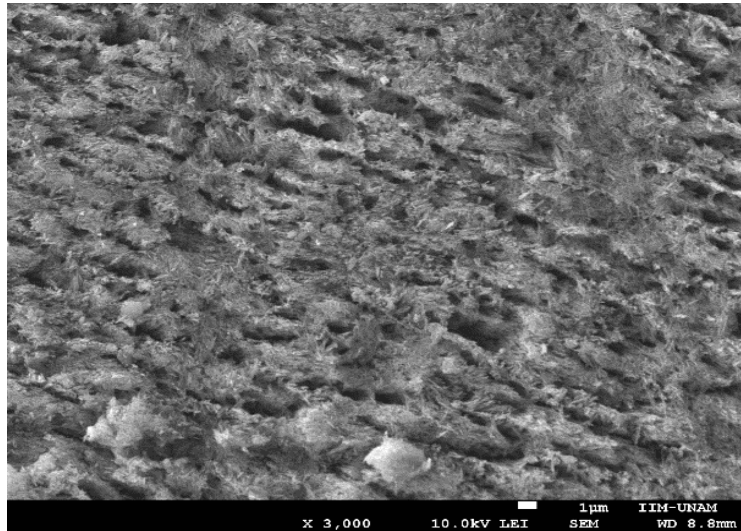


Ilustración 15 Imagen SEM de esmalte dental de bovino acondicionado con ácido magnificación X 3 000

Posterior a la disolución ácida se revela un desprendimiento o remoción de los bloques suspendidos de la superficie del esmalte, así como porosidad de la subsuperficie producida por el barrido químico de esta zona, correspondiente al patrón de grabado tipo I. (Ilustraciones 14 y 15)

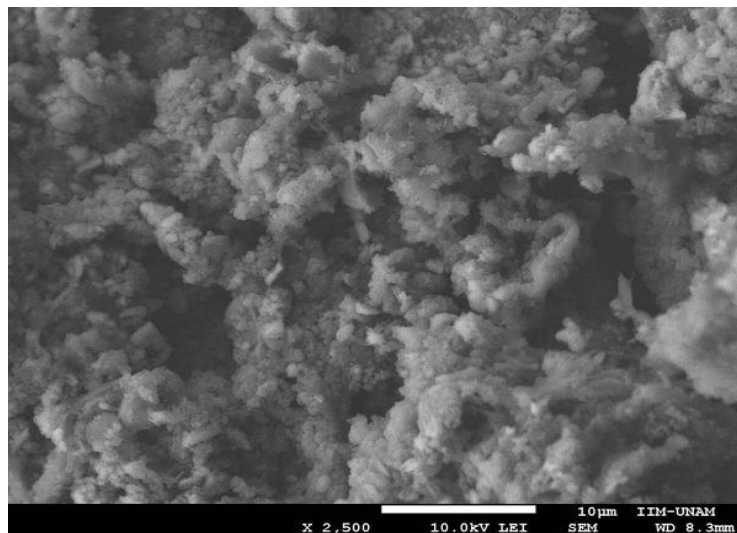


Ilustración 16 imagen SEM de esmalte acondicionado con láser Er: YAG con magnificación de X 2500

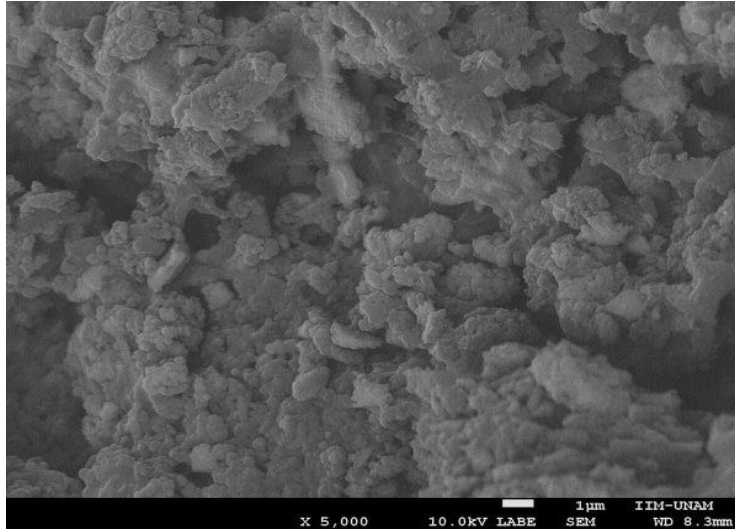


Ilustración 17 imagen SEM de acondicionado con láser Er: YAG con magnificación de X 5000

Posterior a la irradiación con láser la micrografía muestra una imagen típica de cráteres correspondientes a un patrón de grabado tipo IV (Ilustraciones 16 y 17).

7.1.3 Análisis del Índice de adhesivo remanente (ARI)

Para la determinación del índice de remanente adhesivo posterior a la descementación de brackets se realizó un análisis visual por medio de estereomicroscopio con un aumento de 8x llevado a cabo por tres examinadores para evitar sesgos en los resultados, posteriormente se analizó la concordancia entre los examinadores a través del Índice Kappa de Cohen. El resultado de esta prueba puede observarse en las tablas 10, 11.y 12

Medias simétricas		Valor	Error típ. asint. ^a	T aproximada ^b	Sig. aproximada
Ordinal por ordinal	Tau-b de Kendall	0,870	0,035	15,274	0,000
Medida de acuerdo	Kappa	0,705	0,073	8,903	0,000
N de casos válidos		60			

a. Asumiendo la hipótesis alternativa.
b. Empleando el error típico asintótico basado en la hipótesis nula.

Tabla 10 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 1 y 2

Medidas simétricas		Valor	Error típ. asint. ^a	T aproximada ^b	Sig. aproximada
Ordinal por ordinal	Tau-b de Kendall	0,864	0,033	18,328	0,000
Medida de acuerdo	Kappa	0,632	0,075	7,904	0,000
N de casos válidos		60			

a. Asumiendo la hipótesis alternativa.
b. Empleando el error típico asintótico basado en la hipótesis nula.

Tabla 11 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 1 y 3

Medidas simétricas					
Ordinal por ordinal	Tau-b de Kendall	0,825	0,040	15,552	0,000
Medida de acuerdo	Kappa	0,634	0,077	7,949	0,000
N de casos válidos		60			
a. Asumiendo la hipótesis alternativa.					
b. Empleando el error típico asintótico basado en la hipótesis nula.					

Tabla 12 Índice Kappa de Cohen de concordancia interexaminadores 2 y 3

Estos resultados arrojan con una significancia menor a 0.001, que puede asumirse que la concordancia interexaminadores fue de 0.657, la cual puede catalogarse como considerable (91). Fue calculada la media de los puntajes para cada uno de los grupos, estos datos pueden observarse en la tabla 12.

Grupo	Media
A1	1.11 (1.2) ^b
A2	2.62 (0.5) ^a
B1	0.98 (1.3) ^b
B2	2.67 (0.4) ^a
Letras ^{ab} en la misma columna indican que no existen diferencias estadísticamente significativas	

Tabla 13 Media aritmética del ARI por grupo

Posteriormente, la media de las observaciones de cada uno de los examinadores fue utilizada para analizar si existen diferencias estadísticamente significativas en el índice de

adhesivo remanente en los diferentes grupos analizados. Los valores de ARI fueron analizados mediante la prueba no paramétrica Kruskal-Wallis, los resultados se muestran en la tabla 14.

Prueba Kruskal - Wallis
Variable de agrupación: Grupo

	Media de los Observadores
Chi-cuadrado	17,274
gl	3
Sig. asintót.	0,001

Tabla 14 Estadísticos de contraste ^{a,b}

Con una $p < 0.001$ se determinó que existen diferencias estadísticamente significativas, para determinar entre cuáles grupos existen estas diferencias se realizó una prueba post hoc Tukey de comparaciones múltiples. Dicha prueba puede resumirse en el cuadro de subconjuntos homogéneos de la tabla 15.

Índice de remanente adhesivo

DHS DE TUKEY

Media de los Observadores 1,2,3,4

Grupo	N	Subconjunto	
		1	2
B1	15	0,9778	
A1	15	1,1111	
A2	15		2,6222
B2	15		2,6667
Sig.		0,981	0,999

Tabla 15 subconjuntos homogéneos de los grupos

Un Segundo análisis fue realizado utilizando la media aritmética de las *modas* para cada observación. Dichos datos fueron sometidos a una prueba de Kruskal-Wallis para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Los resultados pueden observarse en la tabla 16.

Grupo	Media
A1	1.07 (1.3) ^b
A2	2.67 (0.6) ^a
B1	0.93 (1.3) ^b
B2	2.73 (0.4) ^a

Letras ^{ab} en la misma columna indican que no existen diferencias estadísticamente significativas

Tabla 16 media aritméticas del ARI por grupo prueba ANOVA

Posteriormente, la moda de las observaciones de cada uno de los examinadores fue utilizada para analizar si existen diferencias estadísticamente significativas en el índice de remanente adhesivo de los diferentes grupos analizados. Los valores de ARI fueron analizados mediante la prueba no paramétrica Kruskal-Wallis, los resultados se muestran en la tabla 17.

Prueba Kruskal – Wallis

Variable de agrupación: Grupo

Moda de los Observadores	
Chi-cuadrado	22,371
gl	3
Sig. asintót.	0,000
a. Prueba de Kruskal-Wallis	
b. Variable de agrupación: Grupo	

Tabla 17 Estadísticos de contraste ^{a, b}

Con una $p=0.000$ se determinó que existen diferencias estadísticamente significativas, para determinar entre cuáles grupos existen estas diferencias se realizó una prueba post hoc Tukey de comparaciones múltiples. Dicha prueba puede resumirse en el cuadro de subconjuntos homogéneos de la tabla 18.

Índice de adhesivo remanente

DHS DE TUKEY
Media de los Observadores 1, 2, 3,4

Grupo	N	Subconjunto	
		1	2
B1	15	0,93	
A1	15	1,07	
A2	15		2,67
B2	15		2,73
Sig.		0,983	0,998

Tabla 18 Subconjuntos homogéneos de los grupos

Los valores de índice de adhesivo remanente muestran que en los grupos A2 y B2 no existen diferencias estadísticamente significativas, así como tampoco existen diferencias entre los grupos A1 y B1, sin embargo entre los grupos A2, B2 y A1, B1 si existen diferencias estadísticamente significativas. Para comprender dichas diferencias son descritas en la siguiente tabla (19).

Probeta	Promedio	ARI A1	Probeta	Promedio	ARI A2	Probeta	Promedio	ARI B1	Probeta	Promedio	ARI B2
1	3.00	3	1	3.00	3	1	3.00	3	1	0.67	1
2	3.00	3	2	3.00	3	2	3.00	3	2	0.00	0
3	0.33	0	3	2.67	3	3	2.67	3	3	0.00	0
4	3.00	3	4	2.33	2	4	2.33	2	4	3.00	3
5	0.33	0	5	3.00	3	5	3.00	3	5	1.33	1
6	0.33	0	6	3.00	3	6	3.00	3	6	0.33	0
7	0.33	0	7	3.00	3	7	3.00	3	7	0.00	0
8	0.00	0	8	1.33	1	8	1.33	1	8	0.00	0
9	3.00	3	9	2.00	2	9	2.00	2	9	3.00	3
10	0.33	0	10	2.67	3	10	2.67	3	10	0.00	0
11	0.67	1	11	3.00	3	11	3.00	3	11	3.00	3
12	0.67	1	12	2.67	3	12	2.67	3	12	3.00	3
13	0.67	1	13	2.00	2	13	2.00	2	13	0.00	0
14	1.00	1	14	3.00	3	14	3.00	3	14	0.33	0
15	0.00	0	15	2.67	3	15	2.67	3	15	0.00	0

Tabla 19 distribución de frecuencias interexaminadores



Ilustración 18 ARI 0



Ilustración 19 ARI 1



Ilustración 20 ARI 2

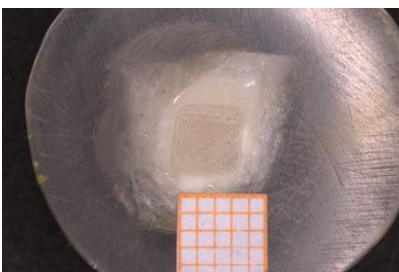


Ilustración 21 ARI 3

El índice de adhesivo remanente en los grupos A1 y B1 fue de 1, mientras que en los grupos A2 y B2 de 3 (Ilustración 21).

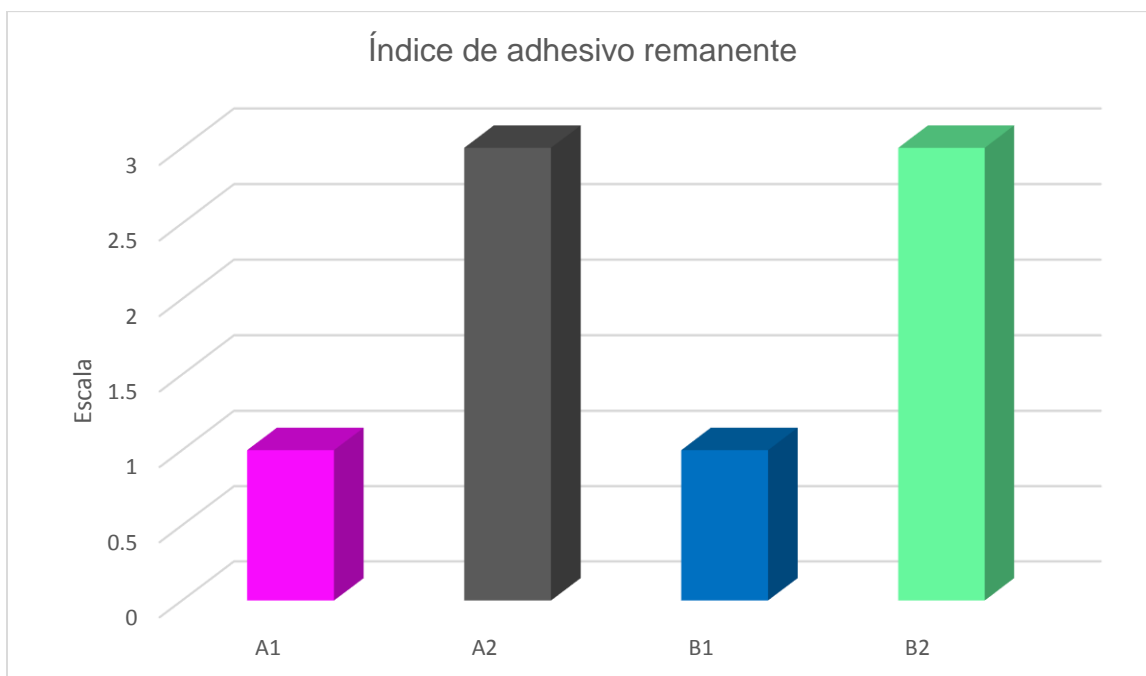


Ilustración 21 Índice de adhesivo remanente por grupo

Esto se puede entender de la siguiente manera: menos de la mitad del adhesivo sobre la superficie del diente en los grupos A1 Y B1 y, todo el adhesivo sobre la superficie del diente con el bracket marcado sobre esta, en los grupos A2 y B2.

VIII DISCUSIÓN

En la actualidad uno de los principales objetivos de la investigación sobre procedimientos de adhesión ortodóntica consiste en desarrollar métodos para reducir el tiempo de sillón mediante la simplificación de los pasos en el cementado tradicional de aditamentos, deseando al mismo tiempo, mantener una correcta eficacia adhesiva y un descementado lo más conservador posible. En lo que respecta a estas características ideales, se realizan pruebas de resistencia de unión a la cizalla para predecir la eficacia de la adhesión, patrón de grabado en la descripción cualitativa de la uniformidad y profundidad con la que el adhesivo se une a la superficie dental e índice de adhesivo remanente como una prueba que orienta sobre la cantidad de adhesivo residual en el descementado de brackets. Así, para definir cuáles son las técnicas y materiales ideales que cubran las necesidades clínicas en ortodoncia los resultados de estas tres pruebas se complementan y determinan de manera integral las propiedades de los sistemas adhesivos.

8.1 Resistencia de unión a la cizalla

En circunstancias clínicas los brackets son sometidos a distintas fuerzas (funcional, intermitente, torque, gresión, versión, torsión, rotación, etc.), mismas que no pueden ser evaluadas de manera experimental en pruebas de laboratorio, aunado a esto, las condiciones en la cavidad oral, cambios térmicos, humedad o presencia de placa dentobacteriana vuelven complicado el simular dichas características, sin embargo el ensayo de resistencia de unión a la cizalla, se utiliza de manera ideal para estandarizar los modelos *in vitro* y simplificar la comparación del desempeño de los adhesivos ortodónticos.

Los resultados de este estudio, el primer protocolo realizado utilizando el composite tradicional Transbond XT® junto a la técnica convencional de acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico (grupo control) mostró los valores de resistencia al cizallamiento, más elevados (15.55 MPa). Los valores medios de resistencia de este adhesivo superaron los resultados de estudios previos, en los cuales se obtuvo un promedio de 8.2 ± 0.5 MPa (84, 86). Cabe destacar que el adhesivo Transbond XT® se utiliza actualmente en múltiples estudios como adhesivo ortodóntico control debido a que, con él

se obtienen resultados adecuados de resistencia adhesiva frente a otros agentes cementantes. Diversas investigaciones han evaluado los adhesivos comercialmente utilizados con el fin de determinar cuál de ellos ofrece mejores propiedades mostrando que, el sistema Transbond XT® muestra los valores óptimos de resistencia de unión de brackets (11, 72, 76, 78).

Por otro lado los resultados obtenidos con el adhesivo experimental, arrojan valores similares tanto asociado al acondicionamiento de superficie con láser Er: YAG, como en la aplicación de ácido ortofosfórico (4.37 MPa y 3.09 MPa respectivamente). La aplicación de adhesivo experimental no mostró diferencias estadísticamente significativas independientemente de la técnica de acondicionamiento de superficie utilizada mostrando los valores más bajos en los grupos que utilizaron dicho adhesivo, estos resultados difieren a los mostrados por López P. que, al desarrollar y evaluar el adhesivo con base Trimetilol propano de trimetacrilato (TMP- TMA), concluyó que este presentaba mejor comportamiento en la resistencia adhesiva en comparación al adhesivo con BisGMA, Transbond XT® (63). Sobresale que al ser un material de recién desarrollo los únicos parámetros comparativos son los ofrecidos por la autora antes mencionada.

Por otro lado en el grupo donde se acondicionó la superficie dental con láser Er: YAG utilizando como agente cementante el composite Transbond XT® la resistencia de unión a la cizalla fue de 11.09 MPa. En comparación a investigaciones previas, existen amplias variaciones y controversia respecto al uso de este equipo frente a los métodos convencionales, si bien los cambios morfológicos producidos en el esmalte utilizando dicha tecnología dependen directamente de la densidad de energía, el tiempo de exposición, la distancia de la pieza de mano láser, así como del porcentaje de agua irrigada, aun no se esclarecen cuáles son los requisitos ideales para producir un mejor resultado.

Resaltando la falta de unanimidad en los estudios previos revisados, el presente evaluó la necesidad de aplicar parámetros reproducibles, tomando en cuenta que las investigaciones donde se obtuvieron mejores resultados se emplean aspectos dosimétricos similares a los aquí aplicados, con base en estas comparaciones y en previas pruebas piloto se determinó el parámetro final sobre el cual se realizaron las pruebas de resistencia adhesiva.

En este aspecto los resultados concuerdan con lo ya antes descrito por Usumez y cols. que concluyen que el acondicionamiento de superficie con irradiación láser a una potencia de 2W dará como resultado una resistencia adhesiva similar a la producida por el grabado con

ácido ortofosfórico (contrario a esto, la potencia de 1 W producirá resistencia adhesiva por debajo de los valores necesarios) (6).

Resaltamos que a pesar de que los resultados aquí obtenidos se encuentran por debajo los alcanzados por la técnica convencional (grupo A1), la suma de acondicionamiento láser y adhesivo comercial (B1) da como resultado una resistencia adhesiva dentro de los parámetros adecuados para la adhesión en ortodoncia, mismos que ya han sido descritos con anterioridad.

8.2 Patrón de grabado

Convencionalmente, en la práctica odontológica ha sido utilizado el ácido ortofosfórico al 37% como un agente de grabado óptimo, ya que incrementa el área de superficie expuesta de los prismas del esmalte y produce desmineralización, creando microporosidades.

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio, es posible confirmar que el patrón de grabado considerado “ideal” para producir una adecuada adhesión sobre la superficie del esmalte se obtiene al acondicionar dicha superficie con ácido ortofosfórico, este aspecto de la adhesión en ortodoncia ha sido ampliamente descrito mostrando que, al aplicar el ácido con la técnica adecuada (tiempo de exposición de 15 a 20 segundos y concentración de ácido de 35 a 37%), el patrón de grabado resultante será en la mayoría de los estudios revisados, incluyendo la presente investigación, de tipo I (“aparición de panal”) (6, 72, 92, 100).

Una característica importante de la evaluación de la superficie adamantina acondicionada con dicho compuesto es, que se produce una descalcificación de $\pm 10\mu\text{m}$, hecho que explica no solo la alta eficacia en la adhesión, sino también el por qué no existen materiales que mejoren las características tales como: la profundidad, y uniformidad que, aunado a una técnica de colocación sencilla, vuelve complejo el encontrar procedimientos que superen a este método, a pesar de la descalcificación inherente a la aplicación de dicho producto sobre la superficie dental, lo que vuelve al acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico previo a la cementación de brackets el “estándar de oro” al momento de realizar pruebas de adhesión con diversos acondicionantes de superficie (100).

En lo que respecta al acondicionamiento de superficie con láser Er: YAG en el presente estudio se observan zonas con apariencia de “cráteres” o de “flujo de lava” características del patrón de grabado tipo III, producidas por la incidencia de la energía sobre la superficie dental, lo que da como resultado “microexplosiones”, que pueden conducir a un aspecto de la superficie dental poco uniforme, con erosión indiscriminada de la zona irradiada, desmineralización aleatoria y microfracturas, estos resultados concuerdan con los ya descritos por múltiples investigadores (8, 84, 90) y por lo tanto se relacionan a una baja calidad en el mojado del material adhesivo (en comparación a esto la uniformidad con ácido ortofosfórico aumenta la superficie en la cual el adhesivo podrá penetrar).

Así mismo la presencia de “microfracturas” características del acondicionamiento láser, se han relacionado con una alta prevalencia de fracturas cohesivas en las pruebas de resistencia adhesiva de brackets. Debido a esto se ha concluido en varios estudios que esta tecnología no se recomienda para acondicionar la superficie del esmalte, basando gran parte de los resultados en las desventajas que se presentan al comparar el patrón de grabado tipo III con el patrón de grabado tipo I (7, 8, 72).

A pesar de esto, destacamos que estos resultados no son un marcador que defina el desempeño adhesivo, ya que si bien puede orientar sobre la uniformidad y la calidad del funcionamiento del mismo, el factor determinante para concluir, sobre cual será la mejor técnica de adhesión será, la prueba de resistencia adhesiva, o prueba de resistencia de unión a la cizalla en el caso de pruebas de adhesión de brackets (6, 7, 101, 103).

8.3 Índice de adhesivo remanente

Una característica importante de los preceptos odontológicos en la actualidad es la “conservación de la estructura dental”, en el caso de los tratamientos ortodónticos, este principio se basa en el deseo de preservar la estructura del esmalte posterior al descementado de cualquier aditamento fijo, deseando disminuir al mínimo la pérdida de este tejido durante dicho procedimiento.

Artun y Bergland con el desarrollo del ARI señalan un aspecto de enorme importancia sobre la adhesión de brackets, ya que, si bien las pruebas de resistencia de unión, orientarán

sobre el desempeño, duración y resistencia en la interfase bracket-adhesivo-diente para soportar las múltiples fuerzas que se aplican con el fin de corregir la posición dental, el índice de adhesivo remanente orientará a su vez sobre la cantidad de adhesivo que permanece sobre la superficie dental posterior al descementado de brackets (102).

La importancia de esta prueba radica en que, una mayor cantidad de adhesivo residual tendrá una relación directamente proporcional a un aumento en el riesgo de dañar al esmalte al momento de retirar este material con instrumentos que al ser incididos lo desgastan ya que no tienen función selectiva. Se ha observado que existe una alta prevalencia de daño a la estructura adamantina al realizar procedimientos de eliminación de adhesivos ortodónticos, en este aspecto Brisque y cols. señalan que sin importar el protocolo utilizado para la eliminación de adhesivo residual, se producirán irregularidades sobre la superficie dental, lo que será un indicativo de que se ha dañado de manera irreversible dicha estructura (103), así mismo se ha observado que al ser eliminada una gran cantidad de adhesivo sobre el esmalte, se presentan grietas que comprometen la salud e integridad del diente (104).

Tomando en cuenta este riesgo, y la necesidad de realizar tratamientos en los cuales este sea muy bajo o de manera ideal, nulo, la adhesión ideal en ortodoncia será aquella que resista el desalojo, y cuando un tratamiento ya no sea requerido, no deje residuos de adhesivo sobre la superficie dental.

En este aspecto, al evaluar al sistema convencional de adhesión de brackets, es decir, aquel que utiliza acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico en conjunto con el sistema adhesivo Transbond XT® Sudhir y cols. concluyeron que, en el 40% de los casos el ARI obtenido será de 3 (105). En el presente estudio en los grupos A1 y B1 se obtuvo un ARI=1 lo que indicaría que tanto el láser Er:YAG como el ácido ortofosfórico como acondicionantes de superficies asociados al sistema Transbond XT® presentan un riesgo bajo a la estructura dental al eliminar adhesivo residual de ella, información que concuerda por la obtenida por Suleyman y cols. (106), o con Tancan y cols. Que observaron con un modelo virtual cuantitativo que al utiliza transbond XT® el resultado será del 10% del adhesivo sobre la superficie dental (lo que equivale a un ARI=1) (107).

Contrario a lo antes mencionado en los grupos A2 Y B2 donde se obtuvo un ARI=3, se podrá relacionar dicho resultado con un elevado riesgo de eliminar tejido dental sano al retirar adhesivo remanente. Dicho resultado no tiene la posibilidad de ser comparado, debido que las pruebas realizadas en el desarrollo del adhesivo experimental no incluyeron al índice de adhesivo remanente, motivo por el cual los resultados aquí obtenidos determinan que el desempeño de dicho material en lo que a esta última prueba respecta, incrementa las posibilidades de desgastar a la estructura dental.

IX CONCLUSIONES

Con base en la discusión anterior se concluye lo siguiente:

- La hipótesis de investigación puede ser aceptada, ya que la aplicación de las diferentes técnicas de acondicionamiento de superficie y de los distintos adhesivos producen diferencias en los valores de resistencia de unión a la cizalla de brackets ortodónticos a la superficie del esmalte.
- La hipótesis de investigación puede ser aceptada ya que la técnica de acondicionamiento con láser Er:YAG produce diferencias frente al acondicionamiento de superficie con ácido ortofosfórico.
- La hipótesis de investigación puede ser aceptada ya que el ARI obtenido con el adhesivo Transbond XT® presenta diferencias frente al obtenido con el adhesivo experimental sin importar la técnica de acondicionamiento de superficie utilizada.
- Los mejores resultados en la prueba de resistencia adhesiva fueron los obtenidos en el grupo A1 (15.55 MPa), seguido del grupo B1 (11.09 MPa), encontrándose ambos grupos dentro de los parámetros ideales de adhesión en ortodoncia.
- Los resultados obtenidos en la prueba de resistencia adhesiva con el adhesivo experimental se encuentran por debajo de los parámetros requeridos en ortodoncia sin importar el acondicionamiento de superficie utilizado, esto lo vuelve un material no apto para dicho procedimiento (A2=3.09 MPa, B2=4.37 MPa)
- El patrón de grabado ideal (tipo I) se obtuvo acondicionando la superficie dental con ácido ortofosfórico.
- Al acondicionar la superficie del esmalte con láser Er:YAG con una dosimetría de 120 mJ de energía 10 Hz pulso VSP y 2 Watts de poder, el patrón de grabado resultante fue de tipo III.

- El índice de adhesivo remanente más bajo (ARI= 1) se obtuvo en los grupos que utilizaron como agente cementante al sistema Transbond XT® sin importar la técnica de acondicionamiento de superficie aplicada.
- El uso de adhesivo experimental dió como resultado un ARI=3 sin influir el método de acondicionamiento de superficie utilizado.
- Con lo anteriormente descrito se concluye que la técnica de acondicionamiento láser puede ser una opción viable para acondicionar la superficie del esmalte previo a la cementación de brackets ortodónticos utilizando como sistema adhesivo a transbond XT®, ya que a pesar de que el patrón de grabado observado aplicando este método no es el ideal, los valores de resistencia de unión a la cizalla se encuentran dentro de los parámetros adecuados para los procedimientos adhesivos en ortodoncia, aunado, a un índice de adhesivo remanente bajo, lo que indica que los riesgos de dañar al esmalte dental serán bajos utilizando esta técnica.
- Por otro lado, al presentar valores de resistencia de unión a la cizalla por debajo de lo ideal, con un ARI elevado, el adhesivo experimental no es recomendable como agente cementante de brackets ortodónticos.

X RECOMENDACIONES

Se sugiere evaluar la dureza de la superficie dental acondicionada con láser Er: YAG ya que la interacción de dicha energía con el calcio contenido en la matriz inorgánica del esmalte podría producir un aumento en su dureza (lo que se traduciría en una mayor resistencia ante la formación de caries), efecto que ya ha sido descrito con otros equipos láser, y que no se ha evaluado a profundidad con el láser:Er:YAG.

Asimismo, en relación con el patrón de grabado, ya se ha mencionado que todos los parámetros dosimétricos en conjunto determinan el resultado final, sin embargo se recomienda realizar un estudio disminuyendo la frecuencia (7 Hz), ya que, al influir esta directamente a los tiempos de relajación térmica, su variación produciría presumiblemente una disminución en la presencia de microfracturas (presentes por el elevado y continuo calor producido en el tejido adamantino).

Otro aspecto importante del acondicionamiento láser, es la falta de homogeneidad producida al utilizar esta técnica, relacionada con el tipo de tratamiento, es decir, aplicar en forma de barrido el spot de 1 mm, es un método que depende del operador, contrario a la aplicación de ácido ortofosfórico que se hace en una sola intención sobre toda la superficie a tratar, estas diferencias tienen influencia sobre la uniformidad del acondicionamiento y por lo tanto sobre el patrón de grabado, por este motivo de manera ideal el acondicionamiento de superficie con láser se debería producir en una sola intención sobre toda el área a grabar, sin embargo, como esto no es posible, se propone utilizar spots mas anchos, en busca de producir una mayor uniformidad en la incidencia de la energía láser y por ende en el patron de grabado resultante.

Por otro lado en lo que respecta al adhesivo experimental, al ser un producto con una elevada fluidez, se podría aumentar la cantidad de relleno en su composición ya que al manipularlo escurre con facilidad fuera de los margenes del bracket, siendo esto una característica no deseable en los adhesivos para ortodoncia, misma que puede influir en los resultados de las pruebas de resistencia de unión a la cizalla.

XI BIBLIOGRAFÍA

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J DENT RES*. 1995 34:849-853.
2. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod*. 1965; 51:901-12.
3. Mitchell L. Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances-An overview. *Br J Orthod*. 1992; 19:199-205.
4. Hosseini MH, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi, Mirhashemi AH. Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er: YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *Journal of Dentistry*. 2012; 9(1):1-7.
5. Alavi S, Birang R, Hajizadeh F, Banimostafae H. Effect of bracket bonding with Er: YAG laser on nanomechanical properties of enamel. *Dent Res J*. 2014;11(1):49-55.
6. Sağır S, Usumez A, Ademci E, Usumez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthodontist*. 2013; 83(6):973-80.
7. Unal M, Hubbezoglu I, Zan R, Oznurhan F. The effect of Er:YAG laser and different surface conditioning procedures on microtensile bond strength of the fissure sealant containing amorphous calcium phosphate after artificial aging. *Dental Materials Journal*. 2014; 33(1):21-6.
8. Pires PT, Ferreira JC, Oliveira SA, Azevedo AF, Dias WR, Melo PR. Shear bond strength and SEM morphology evaluation of different dental adhesives to enamel prepared with ER:YAG laser. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2014; 4(1):20-6.
9. Ahrari F, Akbari M, Akbari J, Dabiri G. Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques. *Journal of Dentistry*. 2013;10(1):82-93.
10. Cruz Siguencia V, Herrera Gonzalez G, Bravo Calderón E. Evaluación del esmalte dentario después de remover la resina residual posterior al descementado de brackets a través de dos tipos de sistemas. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría*. 2014, 2:1-18.
11. López PE, Sáez EG. Physical properties of four bracket adhesives. A comparative study. *Revista Mexicana de Ortodoncia*. 2014; 2(1): 32-35.
12. Rüttermann S, Braun A, Janda R. Shear Bond Strength and Fracture Analysis of Human vs. Bovine Teeth. *PLoS One*. 2013;8 (3):1-6.
13. Wang C, Li Y, Wang X, Zhang L, Tiantang, Fu B. The enamel microstructures of bovine mandibular incisors. *The Anatomical Record*. 2012; 295(10):1698-706.

14. Natera G, Alfredo E. Usos del rayo láser en Odontología restauradora. Primera parte. Aspectos generales, clasificación, interrelación con los tejidos vivos y precauciones en el uso. *Acta Odontológica Venezolana*. 2000; 38(1):1-10.
15. Cavalcanti TM, Chaves de Vasconcelos MH, Diógenes Alves R. Knowledge of the physical properties and interaction of laser with biological tissue in dentistry. Review. *Anais Brasileiros de Dermatologia*. 2011; 86 (5): 955-960.
16. Sassi, Juliano F, Chimello D. Comparative Study of the Dentin/Adhesive Systems Interface After Treatment With Er: YAG Laser AND Acid Etching Using Scanning Electro Microscope. *Laser in Surg and Med* 2004; 34: 385-390.
17. Daza Pulido LM, Sarmiento Bejarano LR, Güiza Cristancho EH. Determinación del patrón de grabado con láser y ácido ortofosfórico al 37% sobre el esmalte dental. *Univ Odontol*. 2005; 25 (6): 31-40.
18. Parker S; et al. Fotona. Láser Dental Fidelis Erbium: YAG. Manual del Equipo. www.fotona.com.
19. Di Stefano R. El láser er: yag como alternativa en la práctica odontológica operatoria. *Acta Odontológica Venezolana*. 2014; 1-12.
20. Banús Gassol JM. Física del láser. Instituto Catalán de Urología y Nefrología. 2008; 61 (9):960-964.
21. Lomke AM. Clinical applications of dental lasers. *Laser Therapy. General dentistry*. 2009; 47-58.
22. Martínez H. 2007. *Odontología Láser*, (eds.)Trillas: México, pp.11-91.
23. García González JE, Martínez Rodríguez FDC. El láser ¿motivación o realidad para el estudio de Física por los estudiantes de las Ciencias para la Salud?. *Revista Cubana de Investigación Biomédica*. 2006; 25 (1): 1-6..
24. Oltra Arimon D, Berini Aytés AJ, Gay Escoda C. Aplicaciones del láser de baja potencia en odontología. *RCOE*. 2004; 9 (5):517-524.
25. Coluzzi DJ. Fundamentals of Lasers in Dentistry: Basic Science, tissue interaction, and Instrumentation. *Journal of Laser Dentistry*. 2008; 16 (Spec.Issue): 4-10.
26. Bader C, Krejcl I. Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *American Journal of Dentistry*. 2006; 19(3): 178-184.
27. Cardoso MV, De Munck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt K, de Carvalho RCR, Van Meerbeek B. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Operative Dentistry*. 2008;33(4):448-55.
28. Natera G, Alfredo E. Usos del rayo láser de Erbium: YAG (Er: YAG) EN Odontología restauradora. II Parte. *Acta Odontológica Venezolana*. 2002;40 (2):1-12.Orthod.

- 1965; 51:901-12.
29. Glenn VA. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin N Am.* 2004; 48:1017-1059.
 30. Miserendino L et al. *Lasers in Dentistry.* Quintessence Books. Singapore, 1995; 161-4.
 31. Verma KS, Maheshwari S, Singh KR, Chaudhari KP. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofacial Surg.* 2012; 3(2):124-132.
 32. Featherstone JDB, Fried D. Fundamental interactions of laser with dental hard tissues. *Med Laser App.* 2001; 16:181-94.
 33. Young HK, Jin-Soo L, Youn-Hee CH, Jae-Mok L, Keun-Bae S. Change of enamel after Er: YAG and Co2 laser irradiation and fluoride treatment. *Photomed and Laser Surg.* 2005; 23 (4): 389-394.
 34. Roberts H. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: preliminary clinical study. *Lasers Surg Med.* 1992; 12 (5): 467-470.
 35. Technical Specification the International Organization Standardization ISO/TS 11405: Second edition 2003-02-01 Dental materials Testing of adhesion to tooth structure Terms and definitions. 3.5.
 36. Burke FJ, Caughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent.* 1995; 8: 88-92.
 37. Tsui Hsien H, Chia Tze K. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *Eur J Orthod.* 2001; 23: 433-439.
 38. Lobato M, Albadejo A. Tratamiento de superficies para una eficaz adhesión bracketcerámica y correcta conservación tras la retirada de aditamentos. *Ortod. Esp.* 2010,50: 330-343.
 39. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braen M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992; 71: 1530-1540.
 40. Osorio R, Toledano M, Sánchez F, Osorio E. Adhesión en Odontología. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos.* Avances Médico-Dentales, S.L. 2003; 181-216.
 41. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent.* 1994; 22:141-146.
 42. Abate P, Bertacchini S, Machi R. Adhesion of compomer to dental structures. *Quintessence Int.* 2000; 28: 509-512.

43. Van Meeerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 6: 119-124.
44. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*. 1992; 60-81.
45. García BJ, Kessler NF. Adhesión en Patología y terapéutica Dental. *Med. Síntesis*. 1997; 87-96.
46. Vega del Barrio JM. Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. *Avances Médico Dentales*. 1996;1 108-112.
47. Kenneth W, Raymond E, Davis M, Larry P. *Q uímica General*. México: Cengage Learning. 2008
48. Kalliyana K, Yamuna V. Effect of initiation concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical propierties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehab*. 1998; 25(10): 747-750.
49. Sun GJ, Chae KH. Propierties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer*.
50. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by wáter and other polars solvents. *Am J DENT*. 2002; 15(2): 97-102. 2000; 41(16): 6205-6212.
51. Kirsten L, Van Landuyta, Snauwaerth J, De Muncka J. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Journal Biomaterials*. 2007; 21(28): 3757-3785.
52. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105(2): 97-116
53. Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent. Mater*. 2000; 16(1): 7-14.
54. Nunes MF, Swift EJ, Perdigao J. Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *Am J Dent*. 2001; 14(6): 340-343.
55. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of selfetching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*. 2005; 21(10): 895-910.
56. Yoshida Y, Shirai K, Nakayama Y, Iton M, Okazaki M, Shintani H, et al. Improved filler- matrix coupling in resin composites. *J Dent Res*. 2002; 81(4): 270-273.
57. Messersmith M, Devine S. Efects of thoot Surface preparation on the shear bond strength of resin modified glass ionomer cements. *Journal Clinic of Orthodontics*. 1997; 31(8): 503-509.

58. Bourzgui F. Orthodontics- Basic aspects and clinical consideration. In tech. Croatia 2012;95-110.
59. Mandall NA, Hickman J, Macfarlane TV, Mattick RC, Millett DT, Worthington HV. Adhesives for fixed orthodontic brackets (Review). The Cochrane collaboration. 2009; 2-7.
60. Bishara S, Olsen M, Damon P, Jakobson J. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 114: 80-87.
61. Phillips RW. Cementos dentales: su uso en cementación en la ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición. México. Ed. Interamericana; 1993.
62. Mengoa JD. "Comparación in vitro de la Resistencia al cizallamiento de tres agentes cementantes ortodónticos". Tesis de grado. 2009; 10-12.
63. Trurow R. Biomecanismo Ortodóntico. Cuarta edición. USA: Editorial Mosby; 1982.
64. Davidovitch Z. Electric currents bone remodeling and orthodontic tooth movement. Part II. Am J Orthod. 1980; 77:33-35.
65. Canut BJ. Ortodoncia clínica y terapéutica. Segunda edición. Barcelona: Masson. Elsevier. 2000.
66. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW. Ortodoncia. Principios y técnicas actuales. Cuarta edición. Editorial Elsevier Mosby. 2006; 579-620.
67. Sigüencia CV, García PA, Bravo CE. Estudio de la resistencia a la tracción de tres tipos de resinas fotopolimerizables para ortodoncia, en brackets metálicos a esmalte dental humano. Revista Latinoamericana de ortodoncia y Odontopediatría. 2014; 13(17) 6-14,
68. Seema K, Sharma-Sayal BS, Rossouw E, Gajanan V. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003; 124 (1):74-82.
69. Camps A. La evolución de la adhesión a dentina. Avances en Odontología. 2004; 20(1):11-17.
70. Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth Surface. Acta Odontol Scand. 1981; 39: 47-53.
71. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. Resin to enamel bond strengths with various etching times. Quintessence Int. 1991; 22: 47-52.
72. Contreras Bulnes R, Scougall Vilchis RJ, Rodríguez Vilchis LE, Centeno Pedraza C, Olea Mejía OF, Alcántara Galena MCZ. Evaluation of Self-Etching Adhesive and Er : YAG Laser Conditioning on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. The Scientific World Journal. 2013; (2013):1-5.

73. Wang ZL. Picoscale science and nanoscale engineering by electron microscopy. *Journal of Electron Microscopy*. 2011; 60 (1): S269-S278.
74. Ichnokawa T. Analytical scanning electron microscopy for solid Surface. *J Electron Microsc Tech*. 1989; 12 (3):219-27.
75. Chapell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD. Dentinal tubule anastomosis: a potencial factor in adhesive bondig?. *Prosthet Dent*. 1997; 72:183-188.
76. Izardy MI, Sherriff M, Cobourne MT. A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations. *European Journal of Orthodontics*. 2011; 10: 1-5.
77. Pithon MM, Dos Santos LR, Ruellas OC, Sant FE. One-component self-etching primer: a seventh generation of orthodontic bonding system?. *European Journal of Orthodontics*. 2010; 32(10): 567-570.
78. Caballero PA, Blincos UC, Fernández IJ, Rivera JR, Tanaka LE. Comparación de la fuerza de adhesión y el tipo de falla entre dos cementos de resina para ortodoncia. *Univ. Odontol*. 2011; 30 (65):31-39.
79. De Souza GA, Bergmann C, Prietsch JR, Vicenzi. Shear bond strength of metallic and ceramic brackets using color change adhesives. *Dental Press JOrthod*. 2013; 18(2): 76-80.
80. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mat*. 1998; 14(1): 51-56.
81. Asmussen E, Peutzfeldt A. Inflence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur JOral Sci*. 2001; 109(4): 282-285.
82. Lewis JB, Rueggeberg FA, Lapp CA, Ergle JW, Schuster GS. Identification and characterization of estrogen-like components in comercial resin-based dental restorative materials. *Clin Oral Invest*. 1999; 3 (3): 107-113.
83. Sheldon RP. Composite polymeric material. London and New York: Applied Science Publishers; 1982.
84. Venz S, Dickens B. Modified Surface-active monomers for adhesive bonding to dentin. *J Dent Res*. 1993; 72(3): 582-586.
85. López PE. Desarrollo de un adhesivo con base Trimetilol Propano de Trimetacrilato (TMPTMA) con posible aplicación ortodónica. Tesis. 2011.
86. Cámara Barcellos D, Buhler Borges A, De Paiva Goncalves SE, Batista Pavanello M, Souza AC, Rocha GOMES Torres C. Influence of Er: Yag Laser on Shear Bond Strength of Self-etching Adhesives to Bovine Enamel : In vitro Study. *World Journal of Dentistry*. 2011; 2 (1):11-5.

87. Turkoz C, Ulusoy C. Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2012; 42 (1): 33-36.
88. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the Adhesive Remnant Index score System with different magnifications. *The Angle Orthodontist*. 2009; 79(4):773-776.
89. Miu B, Rossouw PE, Kulkarni GV. Optimization of procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 1999; 69:276-281.
90. Kecik D, Wattas DC, Read F. Residual debris and bond strength- is there a relationship?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988; 94: 222-230.
91. Yu H, Zheng M, Chen R, Cheng H. Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13:54–9.
92. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, Watanabe IS, Villaverde AB, Tanaka CSI, Moriyama EH, Brugnera A. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Brazil Dental Journal*. 2008;19(1):57–61..
93. Parhami P, Pourhashemi SJ, Ghandehari M, Mighani G, Chiniforush N. Comparative Study of the Shear Bond Strength of Flowable Composite in Permanent Teeth Treated with Conventional Bur and Contact or Non-Contact Er: YAG Laser. 2014;5(3):140–5.
94. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. “No-bottle” vs “multi-bottle” dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dental Materials*. 2001;17(5):373–80.
95. Dunn JW, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*. 2005;21(7):616–24.
96. Maeda NA, Romano LF, Bortolazzo CA. Shear Tansbond XT composites with and without bonding agent. *Dental Press J. Orthod*. 2011;16 (6):63-68.
97. Da Silva CF, Correa MA, Sobrinho LC, Moro A, Moresca CR, Correr GM. Shear bond strength of nanofilled flowable resins used for indirect bracket bonding. *Braz J Oral Sci*. 2012;11(4):459-462.
98. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *BR J Orthodontic*. 1975;2 (3):171-178.
99. Retief DH, Harris BE, Bradley EL, Denys FR. Pyruvic acid as etching agent in clinical dentistry. *J Biomed Mater Res*. 1985;19(3):335-348
100. Lerardo G, Di Carlo G, Petrillo, Luzzi V, Vozza I, Migliau G, Kornblit R, Rocca JP, Polimeni A. Er: YAG laser for brackets bonding: a SEM study after debonding. *The Scientific World Journal*. 2014;93(59):1-5.

101. Tsujimoto A, Iwasa M, Shimamura Y, Murayama R, Takamizawa T, Miyazaki M. Enamel bonding of single-step self-etching adhesives:influence of surface energy characteristics. J Dent. 2010;38:123-130.
102. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984;85:333-340.
103. Brisque ML, Duartw JS, Almada SE. Evaluation of enamel surface after bracket debonding and polishing. Dental Press Journal of Orthodontics. 2012; 17 (4): 77-84.
104. Kitahara-Ceia FM, Mucha JN, Marques Paulo. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets.American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009; 134 (4):548-554.
105. Sudhir S, Pradeep T, Amit N, Gyan P, Alka S, Vinay K. A comparision of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. Journal of Orthodontic Science. 2014;3 (2):29-33.
106. Suleyman K, Kenan C, Sezer D, Mehmet O. Are the low-shrinking composites suitable for orthodontic bracket bonding?. European Journal of Dentistry. 2013; 7(3):284-288.
107. Tancan U, Zafer S, Abdullah D. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding?. Angle Orthodontist. 2004; 74(5):697-613.