

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrados

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE
BRACKETS ORTODÓNTICOS DESPUES DEL GRABADO DEL
ESMALTE CON ÁCIDO FOSFÓRICO, CON LÁSER ER,CR:YSGG Y LA
COMBINACIÓN DE LÁSER ER,CR:YSGG MÁS ÁCIDO FOSFÓRICO**

Dra. Chelymar Bárbara Chouza Pacheco

Tutor Dra. Cristina Oliveira.

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de Especialista
en Ortodoncia

Quito, Octubre de 2011

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE
BRACKETS ORTODÓNTICOS DESPUES DEL GRABADO DEL
ESMALTE CON ÁCIDO FOSFÓRICO, CON LÁSER ER,CR:YSGG Y LA
COMBINACIÓN DE LÁSER ER,CR:YSGG MÁS ÁCIDO FOSFÓRICO**

Dra. Chelymar Bárbara Chouza Pacheco

Cristina Oliveira, Especialista en Ortodoncia

Director de la Tesis -----

Carolina Dueñas, Especialista en Ortodoncia

Miembro del Comité de la Tesis -----

Diego Carrillo, Especialista en Ortodoncia

Miembro del Comité de la Tesis -----

Eduardo Acevedo, Especialista en Ortodoncia

Miembro del Comité de la Tesis -----

Gerson Cabezas, Especialista en Ortodoncia

Director del Postgrado de Ortodoncia -----

Mauricio Tinajero, Especialista en Periodoncia

Director de Postgrados de Odontología -----

Fernando Sandoval, M. S. C.

Decano de la Facultad de Odontología -----

Victor Viteri, Ph.D

Decano del Colegio de Postgrados -----

Quito, Octubre de 2011

© Derechos de autor

Dra. Chelymar Bárbara Chouza Pacheco

2011

DEDICATORIA

En primer lugar quiero dedicar este trabajo a Dios todo poderoso, que siempre me ha iluminado y guiado por el buen camino, a Él que me trajo hasta esta hermosa universidad. A mis padres Pedro Chouza y Doris de Chouza, por ser las personas que más me han alentado y apoyado en mi vida. Finalmente quiero dedicar este escalón más a mi adorada familia: mi esposo y mi amado hijo Matías, la razón de mi vida, gracias por escogernos a tu papá y a mí, te amo.

AGRADECIMIENTOS

La presente Tesis es un esfuerzo en el cual, directa o indirectamente, participaron varias personas leyendo, opinando, corrigiendo, teniéndome paciencia, dando ánimo, acompañando en los momentos de crisis y en los momentos de felicidad.

Agradezco a esta insigne universidad en las cuales terminé de subir un escalón más a nivel profesional, a mi tutora la Dra. Cristina Oliveira por guiarme en la elaboración de este trabajo. A mis profesores en general por sus conocimientos brindados. Gracias también a mis queridos compañeros, entre los cuales está mi esposo Eugenio por apoyarme y me permitirme entrar en sus vidas durante estos casi tres años de convivir dentro y fuera del salón de clase.

A mis padres por brindarme la posibilidad de poder seguir avanzando en el ámbito profesional, siempre han sido y serán mi ejemplo a seguir, los amo.

Gracias a todos.

RESUMEN

El propósito del presente estudio fue evaluar la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos después del grabado del esmalte con ácido fosfórico, con láser Er,Cr:YSGG y la combinación de láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico, determinar cuál de los protocolos de grabado del esmalte analizados ofrece mejores valores de tracción y observar en el microscopio de barrido electrónico el patrón de grabado en la superficie del esmalte. Para esto se utilizaron 30 premolares humanos bajo criterios de inclusión y exclusión, distribuidos en tres grupos: grupo 1 los de aplicación de ácido fosfórico al 37%, grupo 2 los de aplicación del láser Er,Cr: YSGG y grupo 3 la aplicación de ambos. En cuanto a los resultados obtenidos no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos, siendo el grupo 3 mayor que el grupo 2, y este a su vez mayor que el grupo 1. A la observación en el MEB se observó que el grupo 1 tuvo un patrón de grabado tipo 3 y el grupo 2 y 3 mayormente del tipo 1. Como conclusión se determinó que el láser genera valores de resistencia a la tracción mayores que el ácido fosfórico y se fortifica con la aplicación de ácido fosfórico, generando una resistencia aún mayor. Se determinó que el láser puede ser usado como método de grabado en la ortodoncia.

Palabras claves: Resistencia a la tracción, grabado del esmalte, láser Er,Cr:YSGG, ácido fosfórico.

ABSTRACT

The aim of this study was to measure the tensile bond strength of orthodontic brackets after enamel etching with, 1) 37% phosphoric acid, 2) Er,Cr:YSGG laser and, 3) a combination of both methods, to determine which enamel etching protocol offers the best results and also examine the enamel etch pattern under the SEM. 30 human bicuspid teeth extracted for orthodontic reasons were divided into 3 groups: Group 1 (37% phosphoric acid etching), Group 2 (Er,Cr: YSGG Laser etching) and Group 3 (a combination of both etching methods). There was no statistically significant difference between the 3 groups (Group 3>Group 2, Group 2>Group 1). SEM observation revealed that Group 1 had a type 3 etch pattern. Group 2 and 3 had mostly a type 1 etch pattern. As a conclusion, it was determined that Laser generates bigger shear bond strength than 37 % phosphoric acid and the biggest results were achieved with the combination of both methods. Laser can be used as an enamel etching method in orthodontics.

Keywords: Tensile bond strength, Enamel etching, Er,Cr:YSGG Laser, Phosphoric acid.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN-----	pg.1
2. REVISIÓN LITERARIA-----	pg.4
2.1 El láser en la odontología-----	pg.4
2.2 Láser. Principios de funcionamiento y propiedades	
2.2.1 Espectro electromagnético-----	pg.6
2.2.2 Propiedades de la luz ordinaria-----	pg.9
2.2.3 Propiedades de la luz láser-----	pg.9
2.2.4 Componentes del láser-----	pg.12
2.2.5 Láser de Er:YAG en odontología-----	pg.14
2.2.5.1 Láser de Er,Cr:YSGG-----	pg.16
2.2.6 Aplicaciones clínicas de los láser de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG-----	pg.18
2.3 Esmalte dental-----	pg.20
2.3.1 Grabado del esmalte dental con ácido fosfórico-----	pg.23
2.3.2 Grabado del esmalte dental con láser Er,Cr:YSGG---	pg.27
2.4 Adhesión en ortodoncia-----	pg.30
2.5 Normas de seguridad en el láser-----	pg.32
2.5.1 Clasificación de los riesgos-----	pg.33
2.5.2 Requisitos de entrenamiento-----	pg.36
3. JUSTIFICACIÓN-----	pg.37

4. OBJETIVOS-----	pg.39
4.1 Objetivos generales-----	pg.39
4.2 Objetivos específicos-----	pg.39
5. HIPÓTESIS-----	pg.40
6. MATERIALES Y MÉTODOS-----	pg.41
6.1 Diseño del estudio-----	pg.41
6.2 Muestra-----	pg.41
6.2.1 Criterios de inclusión-----	pg.41
6.2.2 Criterios de exclusión-----	pg.42
6.3 Grupos de estudio-----	pg.42
6.4 Metodología-----	pg.43
6.4.1 Fase I: Pre-tratamiento del esmalte-----	pg.44
6.4.1.1 Pre-tratamiento del esmalte correspondiente al grupo 1-----	pg.46
6.4.1.2 Pre-tratamiento del esmalte correspondiente al grupo 2-----	pg.48
6.4.1.3 Pre-tratamiento del esmalte correspondiente al grupo 3-----	pg.51
6.4.2 Fase II: Observación en el microscopio electrónico de barrido del patrón de grabado del esmalte-----	pg.52
6.4.2.1 Preparación de las muestras-----	pg.52
6.4.3 Fase III: Proceso de adhesión de los brackets metálicos a cada diente de los diferentes grupos-----	pg.57

6.4.4 Fase IV: Prueba de tracción-----	pg.60
6.5 Recolección de datos-----	pg.63
7. RESULTADOS-----	pg.66
7.1 Análisis estadístico-----	pg.70
8. DISCUSIÓN-----	pg.83
9. CONCLUSIONES-----	pg.88
10. RECOMENDACIONES-----	pg.90
11. BIBLIOGRAFÍA-----	pg.91
12. ANEXO 1-----	pg.97

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Espectro de las ondas electromagnéticas: R (infrarrojo), VIS (visible), UV (ultravioleta)-----	pg.7
Ilustración 2. Longitud de onda-----	pg.8
Ilustración 3. Monocromaticidad y coherencia del rayo láser-----	pg.10
Ilustración 4. Direccionalidad del rayo láser-----	pg.10
Ilustración 5. Luminosidad del láser-----	pg. 11
Ilustración 6. Esquema de un aparato láser-----	pg.12
Ilustración 7. Emisión estimulada de fotones-----	pg.13
Ilustración 8. Láser Er:YAG Key Kavó III-----	pg.15
Ilustración 9. Láser Er:YAG Opus 20-----	pg.16
Ilustración 10. Láser Er,Cr:YSSG Biolase-----	pg.18
Ilustración 11. Corte transversal del esmalte humano al microscopio electrónico de barrido-----	pg.21
Ilustración 12. Corte longitudinal de un diente donde se observan las bandas de Hunter-Schreger-----	pg.22
Ilustración 13. Aspecto de periquimatias en el esmalte dental-----	pg.22
Ilustración 14. Patrón de grabado tipo 1, tipo 2 y tipo 3-----	pg.26
Ilustración 15. Patrón de grabado tipo 4 y tipo 5-----	pg.26
Ilustración 16. Clasificación de los riesgos del láser-----	pg.35
Ilustración 17. Envase plástico estéril de almacenamiento de muestras-----	pg.42

Ilustración 18. Muestras seleccionadas aleatoriamente según los criterios de inclusión y exclusión-----	pg.43
Ilustración 19. Dispositivo de goma utilizado como molde para los pedestales de acrílico-----	pg.44
Ilustración 20. Diente sumergido en el acrílico hasta la línea amelocementaria-----	pg.44
Ilustración 21. Muestra número 1 del grupo 3-----	pg.45
Ilustración 22. A) Cepillo de profilaxis y piedra pómez-----	pg.46
B) Proceso de limpieza de la corona dental-----	pg.46
Ilustración 23. Lavado y secado de la corona dental-----	pg.46
Ilustración 24. Kit Illuminate Ortho Organizers-----	pg.47
Ilustración 25. Aplicación del Ác fosfórico al 37 % sobre la superficie vestibular de la corona-----	pg.47
Ilustración 26. Papel de foami utilizado como guía-----	pg.49
Ilustración 27. Láser Er,Cr:YSGG Biolase-----	pg.49
Ilustración 28. Emisión del láser sobre la superficie vestibular de corona dental-----	pg.50
Ilustración 29. Fibra óptica del láser-----	pg.50
Ilustración 30. Dr Marco Jiménez en la clínica Dental DentaLáser-----	pg.51
Ilustración 31. A) Disco de diamante-----	pg.52
B) Corte transversal de la corona dentaria-----	pg.52
Ilustración 32. Máquina de sputter-----	pg.53

Ilustración 33. Muestras después del baño de oro y paladio-----	pg.53
Ilustración 34. Microscopio electrónico de barrido-----	pg.54
Ilustración 35. Brackets de premolares Elite Opti-MIM Ortho Organizers--	pg.57
Ilustración 36. Kit Illuminate Ortho Organizers-----	pg.57
Ilustración 37. Aplicación de adhesivo fotopolimerizable-----	pg.58
Ilustración 38. Aplicación de capa de resina sobre la malla del bracket---	pg.58
Ilustración 39. A) Posicionamiento del bracket-----	pg.59
B) Eliminación de excesos de la resina-----	pg.59
C) Comprobación de que el bracket se encuentra a la medida preestablecida-----	pg.59
Ilustración 40. Máquina de ensayos universales MTS modelo T-5002-----	pg.60
Ilustración 41. Ingeniero Pedro Navas-----	pg.60
Ilustración 42. A) Ligadura 0,010” entorchada alrededor del bracket-----	pg.61
B) Brazos de la maquina sosteniendo la muestra a través de las ligaduras provistas-----	pg.61
Ilustración 43. Muestra del bracket al ser despegado-----	pg.61
Ilustración 44. Distancia entre el alambre 1 y 2-----	pg.62
Ilustración 45. Imagen fotográfica del SEM de la muestra G 1.1 y G 1.2---	pg.63
Ilustración 46. Imagen fotográfica del SEM de la muestra G 2.1 y G 2.2---	pg.63
Ilustración 47. Imagen fotográfica del SEM de la muestra G 3.1 y G 3.2---	pg.63
Ilustración 48. Fórmula del área de un trapecio-----	pg.65

Ilustración 49. Cálculo del área del bracket----- pg.66

Ilustración 50. Fórmula del análisis de Kernel Gausseano----- pg.75

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Comparación entre la fuente del láser y luz ordinaria-----	pg.11
Tabla 2. Clasificación de los patrones de grabado-----	pg.55
Tabla 3. Evaluación de la resistencia a la tracción en N de brackets ortodónticos del grupo 1, 2 y 3-----	pg.64
Tabla 4. Conversión de N a MPa de los datos de la resistencia a la tracción de Brackets ortodónticos del grupo 1-----	pg.66
Tabla 5. Conversión de N a MPa de los datos de la resistencia a la tracción de Brackets ortodónticos del grupo 2-----	pg.67
Tabla 6. Conversión de N a MPa de los datos de la resistencia a la tracción de Brackets ortodónticos del grupo 3-----	pg.68
Tabla 7. Comparación de los datos obtenidos al MEB de las muestras seleccionadas aleatoriamente del grupo 1, 2, y 3 con la tabla de valores propuesta según Silverstone y col-----	pg.69
Tabla 8. Resumen de los datos obtenidos en MPa-----	pg.70
Tabla 9. Estadísticos descriptivos según la prueba de Kolmogorov-Smirnov-	pg.73
Tabla 10. Prueba F para varianzas entre dos muestras-----	pg.74
Tabla 11. Estimadores de máxima verosimilitud de los parámetros de la distribución normal-----	pg.76

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Diagramas P-P y Q-Q de distribución normal para el grupo 1, 2 y 3-----	pg.71
Gráfico 2. Promedio en MPa de los intervalos de confianza al 95%-----	pg.73
Gráfico 3. Comparación de la distribución de datos con Kernel Gausseano-	pg.75
Gráfico 4. Estimadores de máxima verosimilitud de los parámetros de la distribución normal-----	pg.77
Gráfico 5. Contornos 15% de verosimilitud (95% de confianza) para los parámetros de distribución normal-----	pg.77
Gráfico 6. Distribuciones estimadas-----	pg.78
Gráfico 7. A) Comparación con curvas ROC del grupo 1 y 2-----	pg.79
B) Comparación con curvas ROC del grupo 1 y 3-----	pg.79
C) Comparación con curvas ROC del grupo 2 y 3-----	pg.80
Gráfico 8. Comparación de los datos obtenidos al MEB de las muestras seleccionadas aleatoriamente del grupo 1, 2, y 3-----	pg.81

1. INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas han sido utilizados diferentes métodos ópticos para diagnóstico y tratamiento médico, a través de diferentes fuentes ordinarias de luz como lámparas incandescentes, fluorescentes y otras fuentes de luz especializadas como lo es el láser³².

La luz es una forma de energía que en el campo electromagnético viaja en forma de ondas, las cuales en la banda óptica se dividen en ondas IR (infrarroja) que poseen menos energía pero mayor longitud de onda, las ondas UV (ultravioleta) con más energía pero menor longitud de onda y las ondas del campo de la luz visible las cuales van desde las longitudes de onda de color naranja (775 nm) a las violetas (350 nm) y son intermedias entre la IR y la UV ³².

Los láseres nos rodean tanto en la vida cotidiana desde el lector o escáner de código de barras de los productos en el supermercado como en la medicina y la odontología, en las cuales en los últimos 10 años su uso es cada vez más común por sus numerosas aplicaciones, constituyendo así una herramienta de vanguardia que confiere a los profesionales cierto estatus por poseer una actividad de tecnología avanzada¹².

La evolución del láser en el campo de la medicina ha sido extraordinaria, desde su introducción en la década de los sesenta y actualmente se ha convertido en la herramienta habitual de varias especialidades tales como oftalmología, dermatología y ginecología¹².

En el ámbito de la odontología, el láser más idóneo que permite su utilización sin causar ninguna lesión es el láser visible o el laser infrarrojo. Inicialmente constituía una ventaja en el tratamiento de los trastornos de los tejidos blandos, hoy en día

luego de varios años de estudio, se ha determinado que puede ser aplicado con éxito para eliminación de hiperplasia gingival, caries, de restauraciones de composite, blanqueamientos, en endodoncia se puede efectuar pequeñas ablaciones en las paredes de los conductos permitiendo la preparación biomecánica con menor esfuerzo. Algunas de las ventajas percibidas por los pacientes de la odontología láser son las siguientes: menor tiempo en el sillón dental, menor hemorragia, con menor infección y molestia, recuperación postoperatoria más rápida, tratamiento sin fresa ni bisturí, menor necesidad de anestesia, antibióticos y analgésicos y menor dolor en comparación con los tratamientos adicionales ¹².

En la rama de la ortodoncia actualmente su uso está destinado para acelerar el movimiento dental, para disminuir la sensación de dolor causada durante el movimiento y para mejorar la fijación de los brackets ortodónticos sobre la superficie dentaria¹⁵.

El cambio de superficie o cincelado de la estructura dental y de materiales mediante la aplicación de láser, tiene interés debido a su repercusión en cuanto al estímulo de unión y la posible eliminación de la utilización del ácido fosfórico en el área ortodóntica. El uso del láser sobre el esmalte dental proporciona una marcada ventaja ya que permite aumentar la microdureza de los tejidos y reducir la permeabilidad al proporcionarle mayor afinidad por el fosfato cálcico y los iones de fluoruro lo cual sería muy beneficioso en la aplicación clínica, debido a que promueve una remineralización del esmalte disminuyendo así la aparición de las manchas blanquecinas que en algunos tratamientos de ortodoncia suelen aparecer. El aumento de la microdureza se produce ya que al irradiar el esmalte con el láser se produce un sellado del mismo y una reducción del pH límite para la disolución del esmalte de 5,5 a 4,78, haciendo esta estructura 4 veces más resistente a la disolución con ácidos ¹².

En la actualidad se elaboran investigaciones para comprobar la efectividad de la aplicación de láser en el endurecimiento de resinas para brackets y en el proceso de descementado, lo que hace de este sistema disponga de una versatilidad creciente en el ámbito ortodóncico¹².

El propósito de este estudio fue evaluar la resistencia a la tracción de brackets metálicos cementados sobre el esmalte preparado con la aplicación de láser Er,Cr:YSGG y la aplicación de ácido fosfórico, para luego observar al microscopio electrónico de barrido los diferentes patrones de grabado del esmalte, con la finalidad de poder determinar cual protocolo de adhesión es el más resistente, garantizando un menor tiempo sillón del paciente en la consulta y un cumplimiento del tiempo estipulado de tratamiento ya que no se vería afectado o retardado por el descementado de los diversos aditamentos.

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.1. EL LÁSER EN LA ODONTOLOGÍA

El hombre desde el descubrimiento del fuego ha relacionado la luz con energía, pero no se entendía del todo su poder hasta que en 1915 Albert Einstein habló acerca de la emisión estimulada o inducida de la luz, dando origen a la rama de la física denominada física cuántica, la cual desarrolló un gran interés durante la II Guerra Mundial^{32,37}.

Los investigadores Lamb y Rutherford en 1950, Townes en 1951 y Weber en 1953, juntaron sus trabajos para producir una amplificación de microondas por medio de osciladores basados en la excitación de moléculas de amoníaco, dando origen a el MASER (Microwave Amplification by Estimulated Emission of Radiation ó amplificación de la microondas por medio de la emisión estimulada de radiaciones), el cual aprovechaba los átomos. Este amplificador es el precursor del LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ó amplificación de de la luz mediante emisión estimulada de radiación)^{23,32,37}.

Hasta la década de los 70's los LASER eran considerados tecnología militar (con LASER fabricaban sistemas de apuntamiento y con MASER fabricaban radares) y es hasta 1962 que T. H Maiman comenzó a destinarlos para uso civil, creando el primer laser de diodo a base de arseniuro de galio con emisiones infrarrojas^{23,32}.

En 1963 se empezaron a realizar los estudios para la aplicación del laser a la odontología, siendo los primeros utilizados el de rubí pero al ser utilizado sobre los dientes emanaban mucho calor lo que cauterizaba la dentina y el esmalte, lo que llevo a expresar un uso negativo de estos en el área. Posteriormente los estudios de Lobene en 1968 con el laser de CO₂ comenzaron a dar buenos resultados, ya que

era bien absorbido por el esmalte lo que generaba un buen sellado del mismo, previniendo procesos de descalcificación y estimulando la producción de dentina secundaria ^{12,32,52}.

Pick en 1985 lo usó por primera vez en una cirugía periodontal, favoreciendo la hemostasis durante la ablación de los tejidos y siendo útil su utilización en pacientes con problemas hemorrágicos lo que lo introdujo como procedimiento común en la práctica odontológica ³². Por consiguiente los sistemas de CO₂ fueron los primeros láseres comercializados con aplicación intrabucal, quedando restringido su uso sólo para cirujanos orales, periodoncistas y otorrinolaringólogos¹².

Posteriormente a finales de los 80's se introdujo el laser Er:YAG gracias a los Drs Hibst y Keller ³². Este es un láser en estado sólido, el cual está constituido por un cristal de Itrio-aluminio-granate contaminado con moléculas de metal erbio. Es uno de los más recientes introducidos en el campo odontológico y su radiación se encuentra dentro del rango de la luz infrarroja, obteniendo una longitud de onda de 2940 nanómetros, la cual se caracteriza por ser muy bien absorbida por el agua, por lo tanto es particularmente indicada para una precisa y localizada extirpación de tejidos biológicos ^{36,51}.

Investigaciones como Aoki y Natera han revelado que es sumamente afín a la hidroxiapatita, hecho que explica su capacidad de ablación sobre el esmalte, dentina y hueso. Este láser es disparado en forma pulsante, cada impulso se encuentra en el rango de los nano segundos, dicha radiación láser al ser disparada sobre un tejido, causa una violenta evaporación del agua en el punto irradiado dando como resultado una micro explosión del tejido duro circundante. Este proceso es conocido como ablación ³⁶.

El laser de erbio produce una pequeña generación de calor dentro de los tejidos subyacentes y una mínima elevación de la temperatura en la pulpa cameral. Por lo tanto, la destrucción de los tejidos no se relaciona con los efectos térmicos que producen otros tipos de láser, pero las micro explosiones si están asociadas con la evaporación del agua en el cemento y otros tejidos dentarios duros³⁶.

Estudios como los de Bäsaran y Özer han tratado de demostrar que el laser YAG puede ser capaz de proporcionar cierta capacidad de adhesión en sustitución del uso del ácido fosfórico, para la posterior colocación del material tipo resina o compósito en el esmalte y dentina ³⁶.

Existen diversos tipos de láser de Erbio que se diferencian esencialmente por la diversidad de la longitud de onda de emisión. Esto implica, a causa de la fuerte absorción del agua, notables diferencias en la interacción con los tejidos biológicos³⁶.

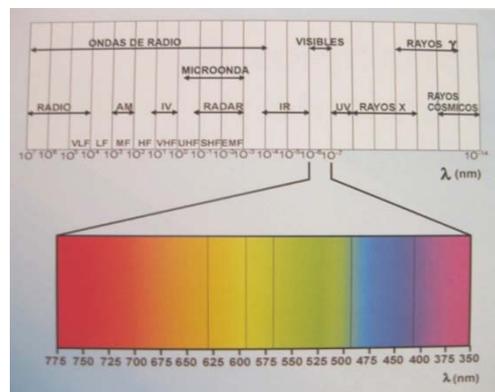
Actualmente se utilizan a nivel odontológico diversos tipos de láseres de distintas longitudes de onda. Los parámetros específicos de su modo de utilización dependen de sus características individuales de absorción tisular¹².

2.2 LÁSER. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO Y PROPIEDADES

2.2.1 ASPECTO ELECTROMAGNÉTICO

El término "luz" se refiere a la parte visible del espectro electromagnético⁴. La emisión de luz es un proceso que involucra un intercambio entre el campo de radiación y la materia¹. La luz se puede representar como ondas y los diferentes colores corresponden a ondas de distinta longitud (ilustración 1), donde la longitud de

onda se define como la distancia entre las crestas de cada onda, como se muestra en el grafico 1 ^{10,12}.



**Ilustración 1. Espectro de las ondas electromagnéticas: IR (infrarrojo), VIS (visible), UV (ultravioleta).
Maggioni, Attanasio y Scarpelli 2010**

El láser se basa en la teoría cuántica de la física, postulada por primera vez por el físico danés Bohr, el cual propone que cuando un átomo libera la energía que ha absorbido, se libera un fotón y esto se denomina emisión espontánea. Einstein utilizó el concepto y elaboró la teoría de que el átomo ya excitado puede absorber energía cuántica adicional, lo que produciría la liberación de dos fotones. Esta energía se emite o se radia como fotones idénticos, desplazándose como una onda coherente y a partir de esta se pueden excitar más átomos que emiten fotones idénticos, lo que da lugar a la amplificación de la energía lumínica y la producción de un haz de láser ^{12,37}.

En un pequeño espacio a la velocidad de la luz, esta reacción de fotones en cadena produce una luz breve, con resplandor intenso monocromático (misma longitud de onda), coherente (misma fase), con cantidades diferentes de energía conducida por la onda, creando diferentes longitudes de onda la cual dependiendo sea es visible por el ojo humano ^{23,37}.

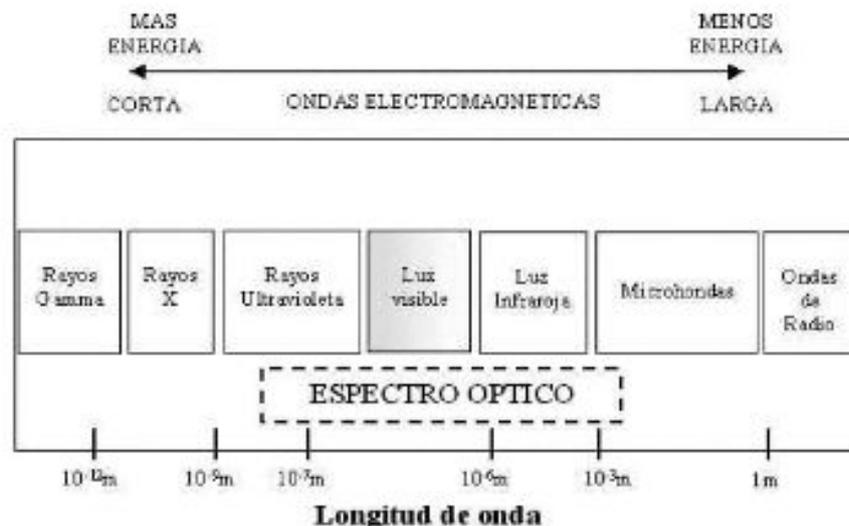


Ilustración 2. Longitud de Onda. Maggioni, Attanasio y Scarpelli 2010

En el espectro electromagnético, el espectro óptico visible es una pequeña porción que corresponde a menos 0,1% del campo (ilustración 2) ²³.

La radiación electromagnética con longitudes de onda larga, medidas en metros, se utilizan comúnmente para transmisiones de radio y televisión. Los láseres quirúrgicos caen en el grupo de los que poseen mayor y menor longitud de onda, en las porciones infrarroja y visible, como también en la ultravioleta del espectro electromagnético (ilustración 2) ²³.

Los láseres dentales producen la estimulación de fotones a través de medios activos como una varilla de cristal sólido, un líquido o un gas. Actualmente en

odontología se utilizan dos láseres con gas como medio activo: el de argón y el de dióxido de carbono CO₂. Los demás utilizados son activados por semiconductores en estado sólido con metales como galio, aluminio, arsénico y cristales como granate¹².

2.2.2 PROPIEDADES DE LA LUZ ORDINARIA

Composición espectral (color): Las fuentes de luz ordinaria emiten luz de muchos colores y se llaman policromáticas (muchos colores) ^{10,12}.

Dirección: La luz de una lámpara ordinaria es emitida en todas las direcciones^{10,12}.

Potencia: Potencia es la relación entre energía (generalmente medida en julios) y el tiempo (medido en segundos). La potencia se mide en watos ^{10,12}.

Orden: La fuente de luz es denominada incoherente ^{10,12}.

Densidad de potencia: La relación entre la potencia de luz emitida y el área iluminada se llama densidad de potencia (irradiante) ^{10,12}.

2.2.3 PROPIEDADES DE LA LUZ LÁSER

El láser es un tipo completamente diferente de fuente de luz. Sus características intrínsecas son:

Monocromaticidad y Coherente: Un láser emite un "color" (una longitud de onda). Tales colores puros no se observan normalmente en la naturaleza ^{12,23,32,37}.

Por contraste, un láser emite inherentemente luz monocromática solamente, con toda la potencia concentrada en una longitud de onda única (ilustración 3)²³.



Ilustración 3. Monocromaticidad y coherencia del rayo láser ²³.

Direccionalidad: La luz láser es emitida en un rayo bastante estrecho que permanece estrecho y de forma paralela (Ilustración 4) ^{12,23,32}.

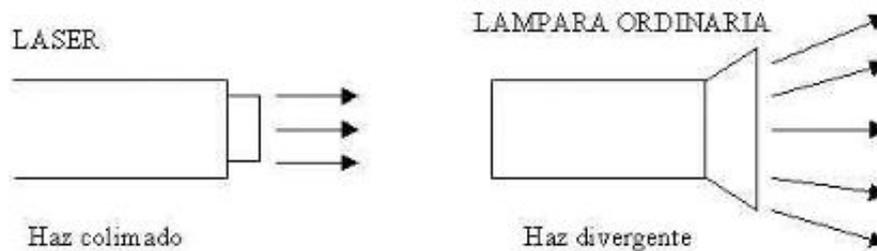


Ilustración 4. Direccionalidad del rayo láser ²³.

Potencia: Las potencias emitidas por los láseres pueden ser bastante altas, es decir más de 100 W ^{12,23,32}.

Luminosidad (resplandor): La luz de un láser puede ser recogida en su totalidad por un lente, y ser enfocada a un punto lejano más pequeño (algunas veces invisible¹³) que la luz de una fuente convencional (Ilustración 5). Este punto de

enfoque más pequeño del láser contiene mayor cantidad de luz concentrada (una irradiación más alta) que el punto focal de una fuente de luz convencional ^{12,32}.

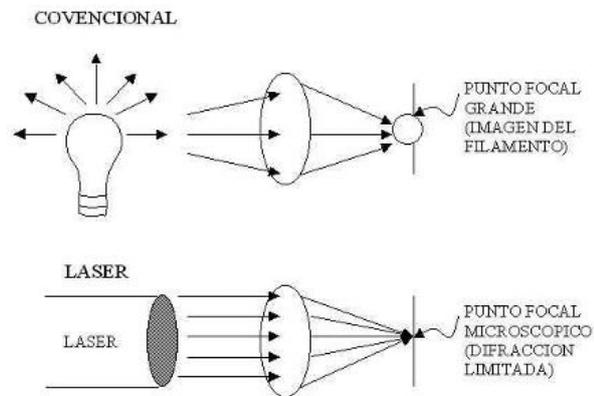


Ilustración 5. Luminosidad del láser ²³.

Densidad de potencia alta: La radiación láser se concentra en un delgado haz de luz, cuya área es unos pocos milímetros cuadrados. La densidad de potencia del rayo láser por sí misma es alta ^{12,23,32}.

Colimación se refiere a que el haz posee límites espaciales específicos, lo que garantiza un haz de dimensiones y forma constantes desde la unidad láser ^{12,37}.

TABLA 1. Comparación entre la fuente del láser y de una luz ordinaria ²³

Propiedad	LÁSER	FUENTE DE LUZ ORDINARIA
Direccionalidad	Colimada (rayo paralelo)	No-colimada (luz emitida en todas direcciones)
Color	Monocromático (un color) Comentario: rayo coherente (ej.: ordenado en tiempo y espacio)	Policromático (muchos colores) Comentario: rayo no coherente (ej: no ordenado)
Salida de potencia	Puede ser alta	Media o baja
Temporal	Puede producir pulsos muy cortos	Pulsos típicamente largos y de baja energía
Densidad de potencia	Alta; puede ser enfocado a un punto muy pequeño	Baja; punto focal relativamente grande

2.2.4 COMPONENTES DEL LÁSER

Todos los sistemas de láser tienen tres componentes generales: una fuente de energía, un medio activo (sólido, líquido o gaseoso idealmente en un tubo cilíndrico), una cavidad resonante compuesta por un espejo trasero que es totalmente reflexivo y otro espejo delantero parcialmente transmisible a la luz, la cual escapa y se convierte en el rayo láser, además posee un sistema de enfriamiento el cual se encarga de la dispersión del calor formado durante la reacción física (Ilustración 6) ^{10,12,32,37}.

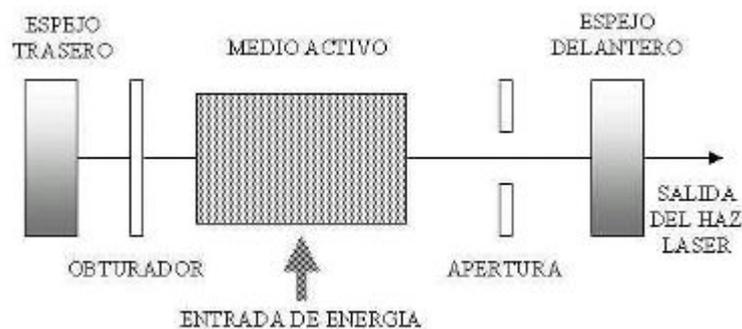


Ilustración 6. Esquema de un aparato láser ²³

Para que una acción láser ocurra, debe ser posible traer simultáneamente a la gran mayoría de los átomos o moléculas dentro del medio activo hacia un estado de energía mayor. Esta energetización del medio activo está hecha por una fuente de energía que puede ser de diferentes formas, como una fuente de energía de uso común (corriente eléctrica similar a la que ilumina un bombillo de neón) o una lámpara de flash similar al flash fotográfico ^{12,23}.

Posteriormente a medida que los fotones de luz viajan a lo largo del eje de la cavidad, estimulan los átomos vecinos excitados para que emitan otros fotones idénticos que viajan en la misma dirección, dentro del medio activo y generen lo que conocemos como rayo laser ²³ (Ilustración 7).

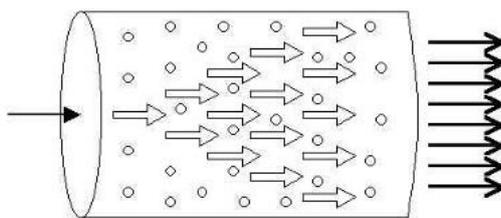


Ilustración 7. Emisión estimulada de fotones ³².

Una vez producido un haz de láser, se requiere de algún medio de transmisión que lleve la luz láser hasta la pieza de mano. Esto puede hacerse a través de dos mecanismos:

- Los brazos articulados los cuales se encuentran constituidos por seis a nueve tubos intercalados por espejos de 45 grados por lo que presenta mejor conducción ³².
- Las fibras ópticas son más flexibles pueden presentar un número mayor de reflejos, especialmente en las curvas, pero a mayor número de reflejos mayor absorción del haz y menor conducción del mismo ³².

Existen dos tipos generales de equipos láser para aplicación odontológica, entre los que se distinguen los láseres suaves o de baja potencia y los láseres quirúrgicos, los cuales son de alta potencia ³⁷.

- **Láser de baja potencia:** es también llamado láser frío, ya que su rayo no genera calor y su emisión es siempre inferior a 50 mW. Son usados para ayudar a la regeneración de tejidos, alivio del dolor, reducir la inflamación, edema y acelerar la cicatrización. Entre los más usados podemos encontrar el láser de Helio-Neón (He-Ne), Galio-Arsénico y Galio-Aluminio-Arsénico.

- **Láser de alta potencia:** este tipo de láser genera calor en la superficie sobre la que actúa. Produce ablación de los tejidos y entre los más usados encontramos el láser Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, y CO₂.

2.2.5 LASER DE ER:YAG EN ODONTOLOGÍA.

Este laser clase IV, está constituido por un elemento sólido (cristal sintético) como medio activo en su cavidad de resonancia. Dicho elemento sólido es un cristal sintético y se le conoce como Granate, el cual está constituido por itrio (Yttrium, Y) y aluminio (Aluminium, A), a su vez ambos contaminados con el elemento erbio (Erbium, Er) ^{12,13,32,43}.

Este laser posee una longitud de onda de 2,94 µm lo que le permite ser utilizado tanto en tejido blando como duro, es transmitida o por un brazo articulado o una fibra óptica¹ dependiendo de la casa fabricante que lo confeccione. Este láser es disparado en forma pulsante, cada impulso se encuentra en el rango de los nano segundos. Dicha radiación láser, al ser disparada sobre un tejido, causa una violenta evaporación del agua en el punto irradiado dando como resultado una micro explosión del tejido duro circundante. Este proceso es conocido como ablación. Produce una pequeña generación de calor dentro de los tejidos subyacentes y una mínima elevación de la temperatura en la pulpa cameral ¹². Para evitar el efecto térmico se utiliza un spray de agua, Burkes, Hoke y cols determinaron que dicho spray aumentaba la eficacia de corte del laser, aunque Visuri reportó que en exceso podía ser perjudicial en el efecto de ablación (extirpación, amputación) ^{32,43}.

En la actualidad se utilizan tres tipos de láseres YAG para aplicación médica. Aunque cada uno utiliza un cristal YAG para suspender el medio láser, difieren en

cuanto a los elementos como neodimium, holmium y erbium que se integran al cristal. Cada elemento tiene diferentes electrones, por tanto el proceso láser ocurre en longitudes de onda distintas para cada uno (Nd: 1,06 m; transición Ho: 2.1 m; transición Er: 2,94 m) ¹².

Entre algunos marcas comerciales de laser Er:YAG a nivel odontológico podemos encontrar ⁴³:

- Key Kavo I (Kavo®, Biberach, Alemania).
- Key Kavo II (Kavo®, Biberach, Alemania).
- Key Kavo III (Kavo®, Biberach, Alemania) (Ilustración 8).



Ilustración 8. Láser Er:YAG Key Kavo III (Kavo®, Biberach, Alemania)⁴³.

- Twinlight y Fidelis plus (Fotona®, Ljubjana, Eslovenia).
- Opus 20 (OpusDent™, Londres, Reino Unido) (Ilustración 9).



Ilustración 9. Láser Er:YAG Opus 20 (OpusDent™, Londres, Reino Unido)⁴³.

- DELight (Continuum®, Santa Clara, EE.UU).
- Smart 2940d (Deka Mela s.r.l, Florencia, Italia).

2.2.5.1 LÁSER DE ER,CR:YSGG

Este constituye un subtipo del láser de Er:YAG pero posee una modificación, esto se debe a que el elemento activo (Graneta) en vez de estar contaminado sólo por Erblio también lo está por el Cromo y está compuesto itrio (Yttrium, Y), escandio (Scandium, S) y galio (Gallium, G), dando origen al laser Er,Cr:YSGG. Este es transmitido por medio de una fibra óptica con una longitud de onda de 2780 nanómetros y se clasifica como un laser tipo IV ^{32,43}.

Este sistema transmite la luz por fibra óptica, de modo pulsado, con una duración de pulso que oscila entre 140 y 200 μseg y una frecuencia de repetición de 20 Hz. La potencia de salida puede variar entre cero a 6 W, con la posibilidad de hacer incrementos sucesivos de 0,25W ⁴³. Concentran la energía láser en un área quirúrgica adecuada, aproximadamente de 0,5 μm ¹².

Debido a que utiliza una fibra óptica de dimensiones pequeñas le confiere un carácter frágil y de un costo elevado ¹².

Este láser posee como característica principal que utiliza un spray de agua y de aire que se combinan con el haz de luz provocando un efecto hidroquinético (las partículas de agua del spray absorben parte de la energía liberada por el láser quedando energetizadas y aceleradas hacia el tejido diana, lo que produce un corte limpio sin generar microfisuras ni carbonización de los tejidos duros), el cual es 20% menor al producido por el láser Er:YAG ¹². La combinación del spray de agua/aire y la luz láser va a determinar diferentes aplicaciones; es decir que para el corte de tejidos duros tanto dentarios como de hueso es necesario trabajar con un alto porcentaje de agua/aire y con potencias elevadas, mientras que para conseguir el efecto de corte en tejidos blandos debemos disminuir tanto los porcentajes de agua/aire como la potencia, consiguiendo de esta manera la cirugía de tejidos blandos con una ligera hemostasia de la zona tratada ^{13,43}.

El desarrollo del láser Er:YAG y el láser más reciente de esta familia Er, Cr:YSGG, permiten conseguir una ablación tanto en tejidos blandos como duros, sin algún efecto térmico indeseable, gracias a que la luz es muy bien absorbida por el agua y la hidroxiapatita ⁵.

Estudios de laboratorio han comprobado que la temperatura pulpar al ser tratada por este láser disminuye a 5°C ¹².

Entre algunos marcas comerciales de laser Er:YAG a nivel odontológico podemos encontrar ⁴³:

- Biolase Technology® (San Clemente, California, EE.UU) (Ilustración 10).



Ilustración 10. Láser Er, Cr:YSGG Biolase Technology® (San Clemente, California, EE.UU)⁴³.

2.2.6 APLICACIONES CLÍNICAS DE LOS LÁSER DE ER:YAG Y DE ER,CR:YSGG

Pueden ser aplicados a los tejidos duros dentales o en los tejidos blandos. Los láseres de Er:YAG y de ER,Cr:YSGG después de numerosas investigaciones se ha comprobado que pueden ser bien absorbidos por los tejidos duros así como por el agua que poseen los tejidos blandos, sin causar alguna lesión siempre que se utilice con una longitud de onda entre 2700-3000 nanómetros^{26,32,43}.

Estos láseres son ideales para la eliminación de caries y la preparación de los dientes, debido a que sólo actúa mediante un efecto de ablación en el esmalte cariado o reblandecido por el mayor contenido de agua de estas lesiones^{12,26}.

En 1997 el laser de Er:YAG fue aprobado para eliminar procesos de caries, luego que tres investigadores estadounidenses lo utilizaran en 1300 caries, dando como resultado que sólo tres pacientes tuvieron sintomatología de dolor solicitando anestesia local⁴³.

Hossain y cols en 1999, en sus estudios in vitro demostraron que los dientes tratados con estos láseres son más resistentes al ataque ácido, es decir, que disminuyó la susceptibilidad de producir caries dental ^{25,43}.

La respuesta pulpar es la misma en comparación con la del instrumental rotatorio según Rizoiu y cols en 1998; y determinaron que el corte con láser de composites y de la estructura dentaria es manera limpia sin dejar barrido dentinario, es decir que se preserva la morfología de los prismas del esmalte ⁴³.

Con estos láseres se pueden preparar cavidades de clase I, II, III, IV y V, según la clasificación de Black. Mediante microscopia electrónica de barrido ha podido demostrarse que el corte producido por el láser de Er,Cr:YSGG a través del esmalte es suave y preciso, preservando la morfología de los prismas del esmalte⁸ y se puede determinar que la tolerancia de la pulpa es mejor que con la aplicación de fresas, ya que generan mayor fricción y por ende mayor calor sobre esta estructura ^{12,26}.

En endodoncia, este tipo de láser aplicado en el interior del conducto radicular, puede efectuar pequeñas ablaciones en las paredes, permitiendo la preparación biomecánica con menor esfuerzo y facilitando por un lado la instrumentación manual^{43,26}.

Por otro lado en la rama de la periodoncia, los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG pueden ser utilizados para eliminar el cálculo y desinfectar las bolsas periodontales. También es posible efectuar tratamientos quirúrgicos en los tejidos blandos, como gingivectomías y gingivoplastias, reduciendo el tamaño de las bolsas periodontales de forma rápida. Sobre los tejidos duros es posible efectuar osteoplastias y ostectomías ⁴³.

La superficie de esmalte sano puede modificarse para aumentar la adhesión del material de resina ¹¹. Los parámetros de energía laser usados para la técnica de grabado ácido son distintos a los parámetros usados en la técnica para un efecto preventivo de caries, es decir que el tiempo de exposición y la distancia varían ²¹.

Ambos láseres (Er:YAG y Er,Cr:YSGG) producen similares patrones de grabado al obtenido con ácido ortofosfórico. La superficie rugosa que queda luego de la aplicación de estos láseres produce de un 70% a un 90% de similitud en cuanto a la retención que se generada tras la colocación del ácido ⁴³.

2.3 ESMALTE DENTAL

El esmalte constituye unos de los tejidos duros que conforman el diente, se ubica en la parte más externa de la corona y su espesor varía desde 2,5 mm en el borde cortante hasta cero en la transición entre el cemento y el esmalte. Es de color transparente y presenta una tonalidad blanco azulado. Histológicamente es formado por los ameloblastos del epitelio interno, quienes secretan una matriz del esmalte la cual se mineraliza con rapidez poco después de la formación de la primera dentina. Al mineralizarse el esmalte se forma prismas alargados, que son la unidad estructural del esmalte y cuando está totalmente mineralizado se compone de alrededor del 96% de material inorgánico conformado mayormente por cristales de hidroxiapatita, 1 % de material orgánico en cantidades equivalentes de fluoroproteínas, y 3% de agua ^{20,38}.

Las observaciones más recientes de microscopía óptica y electrónica de cortes transversales del esmalte dental, han permitido revelar que los prismas poseen una estructura en forma de cúpulas circulares que terminan en una base irregular, ubicadas en hileras superpuestas ⁶ (Ilustración 11). En un corte longitudinal, los ejes

mayores de los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelos al eje longitudinal del prisma en la región de la cabeza, y se van inclinando progresivamente respecto a dicho eje hasta que adquieren una posición perpendicular en la región de la cola ³⁸.

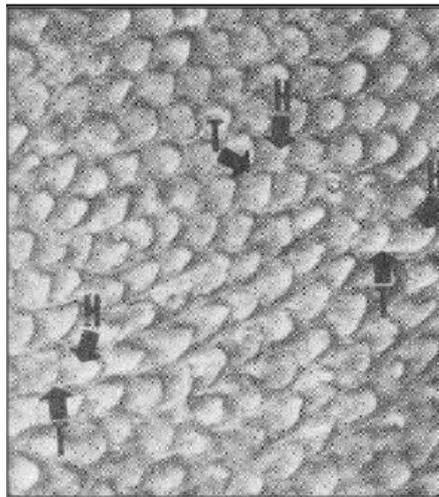


Ilustración 11. Corte transversal del esmalte humano al microscopio electrónico de barrido, H-la cabeza del prisma, T-cola de los prismas ³⁸.

La deposición de esmalte no es regular y continua, sino que sufre variantes por los procesos biológicos del individuo, pudiendo originar lo que se conoce como las bandas de Hunter Schreger, que son diferencias de fase entre dos hileras adyacentes de prismas ⁶ (ilustración 12).



Ilustración 12. Corte longitudinal por desgaste de un diente en donde se observan las bandas de Hunter-Schreger³⁸.

La superficie dental no es estática a lo largo de la vida, por lo que la estructura normal es diferente entre los niños, jóvenes y los adultos. Los dientes jóvenes poseen una característica morfológica común a lo largo de toda la superficie que son los denominados periquimatias, los cuales se observan a través de microscopio electrónico como pequeñas estrías que forman surcos llamados periquima y cada surco está limitado por dos elevaciones denominadas periquimatias²² (Ilustración 13).



Ilustración 13. Aspecto de periquimatias en el esmalte dental²².

Entre las propiedades del esmalte humano podemos destacar¹⁵:

- **Dureza:** es la resistencia a ser rallada o a sufrir deformaciones por presión y esta cualidad decrece a medida que el esmalte se acerca a la unión amelodentinaria. En la escala de Mohs se encuentra en el intervalo número 5.
- **Elasticidad:** el esmalte humano es poco elástico, por su escasa cantidad de agua y matriz orgánica.
- **Color y transparencia:** es de color translúcido, es decir que refleja el color del tejido subyacente el cual es la dentina.
- **Radiopacidad:** esta característica es muy alta, por lo que se observan blancos en una radiografía, debido a que no permiten el paso de los rayos X.

2.3.1 GRABADO DEL ESMALTE CON ÁCIDO FOSFÓRICO

Buonocore en 1955, fué el primero en presentar el método de grabado ácido del esmalte para mejorar el proceso adhesión del mismo usando ácido fosfórico, el cual antiguamente era utilizado para tratar las superficies metálicas que iban a ser sometidas a mecanismos de adhesión^{7,13,14,26}. Desde entonces el grabado ácido ha sido ampliamente usado para preparar la superficie dental antes de la adhesión⁴⁸.

El propósito del grabado ácido es quitar la capa de barrido que queda al pasar el instrumental de mano de alta velocidad y crear una superficie irregular al disolver los cristales de hidroxiapatita en la superficie externa del esmalte, la cual facilitará la penetración de los componentes del adhesivo líquido al interior de los prismas, creando una retención micromecánica^{18,26,28}. Dicho proceso de grabado con ácido

fosfórico elimina aproximadamente 10 micras de la superficie del esmalte y genera una superficie con un aumento de la energía superficial ⁴⁸.

Según estudios realizados el ácido fosfórico aplicado sobre el esmalte dental remueve la baja energía de la película orgánica, mientras va grabando la superficie mineral expuesta del esmalte, lo que crea un aumento en la superficie de contacto entre la resina y el diente, elevando la energía superficial a más del doble de la que tiene el esmalte sin grabar, lo que favorece enormemente las posibilidades de unión ya que la resina se encuentra retenida mecánicamente en el interior de los microporos^{2,46}.

Los efectos beneficiosos de grabado ácido de la superficie del esmalte son una mejor adaptación y retención de los materiales de restauración, la reducción de la incidencia de caries oclusal y la posibilidad de adhesión directa de los brackets de ortodoncia al esmalte superficies ^{18,26,42}.

Existe una disminución gradual de la profundidad del grabado en el esmalte, a medida que se disminuye la concentración del ácido fosfórico y la duración del grabado, es decir que con H₃PO₄ de 37% durante 60 segundos se produce mayor penetración que con H₃PO₄ de 5% durante 15 segundos ²⁹.

Lee y colaboradores en el 2003, reportaron que ocurre una remineralización completa de la superficie grabada del esmalte con ácido cítrico al 50%, después de 45 días expuesta a la cavidad oral ²⁸, pero Legler en 1990 reporta, que las superficies del esmalte grabado que logran remineralizarse son las más profundas, mientras que las capas más superiores van a quedar con una pérdida permanente de la superficie del diente ²⁹.

El procedimiento de grabado ácido, ha recibido mucha atención de los investigadores, ya que la calidad de del grabado ácido es un factor crucial en la retención de los materiales. Silverstone y cols en 1975, describieron y clasificaron tres patrones de grabado (Tipos 1, 2 y 3) (Ilustración 14) ^{16,18,31,38,49}.

- **Tipo 1)** caracterizado por la remoción preferencial de los centros de los prismas.
- **Tipo 2)** se remueven preferencialmente las periferias de los prismas.
- **Tipo 3)** caracterizado por una erosión indiscriminada, de centros y periferias de los prismas.

Posteriormente Galil y Wright en 1979, realizaron un estudio en el cual concluyeron que debía adicionarse a los patrones de grabado propuestos por Silverstone dos tipos más, que serían el Tipos 4 y 5, los cuales se observaron en las aplicaciones de ácido después de 60 ó 90 segundos (Ilustración 15) ^{16,18,38}.

- **Tipo 4)** se observa una superficie con hoyos y marcas no uniformes. Se caracteriza por una zona de depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que exista una destrucción preferente de la periferia o del centro de los prismas.
- **Tipo 5)** no hay evidencia de los prismas, caracterizado por una superficie lisa, que carece de de microirregularidades para la penetración y retención de la resina.

A

B

C

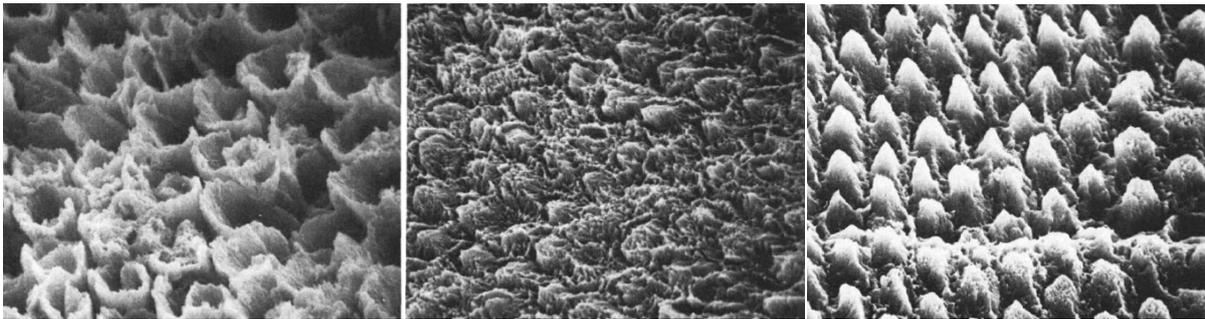


Ilustración 14. Patrón de grabado, A-tipo 1, B-tipo 2, C-tipo 3¹⁸.

A

B

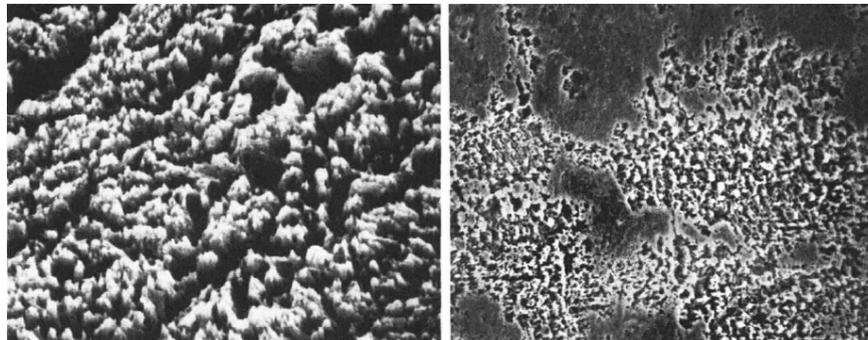


Ilustración 15. Patrón de grabado, A-tipo 4, B-tipo 5¹⁸.

El mejor efecto del grabado 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 de 5 a 15 micras de profundidad que son altamente retentivos²³. Factores como la humedad y la contaminación salival, evitan un exitoso grabado del esmalte y disminuye significativamente la fuerza de adhesión de las resinas³⁸.

A lo largo de la historia, diferentes autores han propuesto múltiples rangos de tiempo y concentraciones de aplicación del ácido fosfórico para el cementado directo de brackets, pero los tiempos de aplicación clínica han disminuido a lo largo de los

últimos años ya que las evidencias han reportado que los rangos más cortos son más efectivo. El grabado de 60 segundos ha sido recomendado para la adhesión directa de tubos en molares de personas adultas, pero tiempos más cortos se han sugerido para adherir brackets en premolares, caninos e incisivos ^{19,26,38}.

Gardner y Hobson en el 2001, determinaron que el agente más recomendado para acondicionar el esmalte es el ácido fosfórico al 37% y el tiempo óptimo de aplicación era de 30 segundos ya que si supera los 60 segundos, se genera un patrón de grabado adamantino inadecuado con una precipitación mineral del esmalte eliminado lo que provoca una disminución en la profundidad de los microporos a unas 2-8 μm , interfiriendo en la adhesión ^{14,19,38}.

El grabado con ácido fosfórico, es un buen método condicionador del esmalte dental para la adhesión de resinas y de dispositivos ortodónticos ⁴⁰. La ventaja del grabado del esmalte con ácido fosfórico son los altos niveles de resistencia adhesiva alcanzados, pero una gran desventaja constituye la pérdida de cristales minerales que conforman una barrera de protección contra los productos ácidos de las bacterias que producen caries, especialmente debajo de los aditamentos ortodónticos ^{26,40}.

2.3.2 GRABADO DEL ESMALTE CON LÁSER Er,Cr:YSGG

El grabado del esmalte dental con láser, es un procedimiento indoloro para el paciente, que no involucra vibraciones o calor, lo que lo hace un sistema atractivo en la consulta ortodóntica ⁵².

Recientemente el láser Er:YAG ha sido introducido para tratar el esmalte en la práctica ortodóntica. Al ser aplicado sobre la estructura del esmalte, la energía

absorbida por el láser es convertida en calor, el cual en conjunto con el chorro de agua que emana el aparato, el agua hierve sobre la superficie dental formando vapor de alta presión. Estas explosiones de vapor de agua se dan repetidamente y modifican la superficie lisa del diente, creando una morfología microfisurada e irregular, denominada ablación ^{5,26,52}.

En comparación con otros láseres, el láser de Er:YAG, constituye hoy en día una de las alternativas al ácido fosfórico, debido a que posee una mayor capacidad para hacer áspera la superficie del diente, creando microfiltraciones en el esmalte con el objetivo de producir una superficie favorable para la penetración del monómero necesario en el proceso de adhesión de un material de restauración. Investigaciones han revelado que al someter el esmalte humano a estas radiaciones de laser se hace menos susceptible al proceso de caries dental, lo cual constituye una ventaja por su efecto preventivo ^{5,21,26,28,52}.

Esto se debe a que se produce, una modificación de la relación calcio-fósforo, una disminución de la proporción carbono-fosfato, una reducción de la cantidad de agua y por una descomposición de la matriz orgánica, lo que genera una menor pérdida de minerales, retarda la penetración de soluciones ácidas externas y permite la formación de compuestos más estables y menos ácidos. En un estudio realizado por Kim y cols, se determinó que en los dientes que no recibían aplicación láser la pérdida mineral ocurría en capas inferiores a la superficial, mientras que en los dientes que habían sido sometidos a rayos láser esta pérdida ocurría en la capa más superficial del esmalte, confiriéndole la capacidad de atrapar iones libres necesarios para la remineralización ^{26,52}.

Después de que el esmalte haya sufrido una exposición al láser, se detectaron cambios físicos, que incluyen la disolución y recristalización de los prismas, formando así numerosos poros o inclusiones parecidos a pequeñas burbujas, siendo similar al patrón de grabado tipo III producido por el ácido ortofosfórico, el cual según Kim y colaboradores con un pulido de la superficie se puede recobrar la morfología dental provista antes del bondeado ^{5,26,28}.

Resultados de estudios anteriores sobre la aplicación del grabado láser para aumentar la fuerza de adhesión de los materiales restauradores han sido controversiales. Investigaciones sobre las rugosidades de la superficie del esmalte y la preparación de la dentina con el grabado láser determinaron que podría resultar en una fuerza de unión comparable o incluso más fuerte que el grabado ácido y esta característica podría ser atribuida a los diferentes tipos de láseres o diferentes parámetros como longitud de onda y la energía de irradiación utilizados en el tejido dentario ^{14,26,28,52}.

Se ha reportado que el grabado del esmalte con láser Er,Cr:YSGG establecido en 15 segundos de aplicación, genera menos tiempo sillón que el requerido por el ácido fosfórico. Debido a que el mínimo tiempo de exposición del ácido debe ser de 15 segundos, seguido de 15 a 30 segundos de lavado, más 5 a 10 segundos de secado de la superficie grabada, para un tiempo total de 30 a 45 segundos por diente, mientras que la aplicación del láser y el secado del esmalte solo requieren entre 20 a 25 segundos, para luego seguir inmediatamente con el cementado del bracket, permitiendo ahorrar entre 3,5 a 7 minutos en casos que requieran de un bondeado completo ⁵².

El láser Er:YAG y el láser Er,Cr:YSGG, pueden considerarse como una alternativa para sustituir el procedimiento de grabado del esmalte con ácido fosfórico^{5,14,26,28,43,40}.

Sin embargo según los estudios realizados por Martínez y colaboradores (2000) la resistencia a la tracción de los brackets adheridos al diente después de la preparación de la superficie del esmalte con láser Er: YAG fue inferior a la obtenida después de la preparación convencional con ácido fosfórico^{28,52}.

2.4 ADHESIÓN EN ORTODONCIA

En odontología, se utiliza con frecuencia el término adhesión para referirnos a uniones de tipo mecánico, donde la unión se produce solamente por medio de micro retenciones, sin ninguna interacción química entre los sustratos, un ejemplo de esta pudiese ser la unión que se configura entre el esmalte grabado y los composites^{38,41}.

Los primeros brackets de adhesión directa sobre el esmalte dental, se incorporaron a finales de los años sesenta y se aplicaban sólo en los incisivos superiores y caninos, actualmente los brackets de adhesión directa se han convertido en la aparatología preferida y más utilizada por todos los clínicos^{38,41}.

Entre las ventajas de la adhesión directa de brackets sobre las bandas se destacan^{8,38}.

- Estética, rapidez, sencillez y simplicidad.
- Permite un ajuste más preciso, incluso en dientes incluidos.
- Ocasiona menos molestias al paciente, ya que la adhesión no requiere separaciones interdetales previas.

- Facilita la higiene dental y gingival del paciente.
- Disminuye el riesgo de caries y mejora la detección de éstas y su tratamiento precoz.
- Permite tratamientos complementarios como el contorneado de la corona y el desgaste interdental.

En los últimos años los materiales adhesivos han mejorado, pero aún existen algunas limitaciones y desventajas en cuanto al cementado directo de brackets ³⁸:

- Despegado frecuente de los brackets, en la interfase esmalte-resina o resina-bracket, por no existir suficiente fuerza adhesiva ante determinadas fuerzas de torsión, cizalla y tracción.
- Necesidad de descalcificación superficial previa del esmalte.
- Dificultad de eliminar todo el adhesivo remanente y devolver la integridad estructural al esmalte una vez culminado el tratamiento.

Pueden existir fallas en la adhesión de los brackets o factores que contribuyen a la posibilidad de una fractura del enlace entre los brackets y los dientes, pero esto tiene que ver con la individualidad de cada paciente donde influyen la forma del diente, la ubicación del diente donde se va adherir el bracket, la calidad y el procedimiento de preparación del esmalte, la habilidad del clínico y las características químicas de la resina ^{31,38}.

Zachrisson en el libro de Graber (2003), reporta que la razón más común de las fallas en la interfase adhesivo/brackets es un adhesivo débil, por lo tanto que la falla en la interfase esmalte/adhesivo puede ser el resultado de una técnica incorrecta de acondicionamiento del esmalte debido a contaminación por humedad durante el procedimiento ^{22,31}.

Los brackets que con mayor frecuencia se despegan son los cementados en los premolares y aunque no existe diferencia en cuanto a sexo, si suelen despegarse mayormente los de los premolares inferiores ¹⁹.

El fracaso en la adhesión de un bracket a lo largo del tratamiento ortodóntico supone cierto retraso en la evolución del mismo, ya que implica una nueva recolocación del bracket y suele interferir en la secuencia de arcos, así como también genera más tiempo sillón del paciente ocasionando retraso en la consulta ⁵⁰.

Una de las peores consecuencias del descementado de los brackets durante el tratamiento ortodóntico, debido a la necesidad de eliminar el adhesivo remanente así como también, a la necesidad de colocar nuevamente el ácido fosfórico para realizar el grabado del esmalte, se refiere al daño que se genera por la pérdida de esmalte superficial rico en flúor, lo que genera una mayor predisposición a sufrir de descalcificaciones y un efecto poroso irreversible en la textura ^{29,38}.

En un estudio in vitro por Legler y colaboradores en 1989, los autores determinaron que no había diferencias significativas en la resistencia a la unión de la resina al esmalte tratado con ácido fosfórico al 37%, 15% y 5%, durante 60, 30, y 15 segundos respectivamente ^{29,30}.

2.5 NORMAS DE SEGURIDAD EN LOS LÁSER

La utilización segura de un láser requiere el conocimiento y la puesta en práctica de una serie de normas de seguridad que van más allá de las precauciones habituales que deben tenerse al operar cualquier aparato eléctrico o mecánico ²⁷.

Todos los láseres son potencialmente riesgosos, debido a la deposición de energía térmica en el tejido blando o duro, lo cual genera un incremento de temperatura en el mismo. Por lo tanto deben tomarse un gran número de criterios de seguridad, concientizar y entrenar a aquellos que estén involucrados en la utilización de esta tecnología ¹⁰.

En EEUU, la FDA (Administración de Drogas y Alimentos) a través del Código Federal de Reglamentaciones (CFR), no solo clasifica a todos los láseres existentes dentro de cuatro categorías dependiendo de su energía total y su longitud de onda (categoría 1, 2, 3a , 3b, y 4), sino que también le impone pautas a los fabricantes, como la colocación de rótulos o etiquetas de advertencia, controlando de esta manera la fabricación, promoción y comercialización de láseres para cada aplicación específica ^{10,27}.

Existen diferentes tipos de ondas electromagnéticas, y la energía de la onda electromagnética depende de su frecuencia. A mayor frecuencia, más energía, y a mayor energía, mayor es la posibilidad de generar alteraciones en las molécula o en los átomos que forman esas moléculas y por lo tanto puede producir mayores consecuencias si su uso no es el indicado ¹⁰.

2.5.1 CLASIFICACIÓN DE LOS RIESGOS

Los láseres se pueden clasificar en cuatro categorías según el grado de daño potencial de cada uno (Ilustración 16) ^{10,27,37}.

CLASE I: Láseres que en condiciones normales de operación no puede producir daños, por ejemplo los láseres lectores de códigos de barra de los supermercados o lectores de CD.

CLASE II: Láseres de bajo poder, (menor o igual a 1 mW), que trabajan dentro del espectro visible y que normalmente no provocan perjuicios, porque como generan un fuerte brillo, la observación directa es evitada, pero pueden producir daños por una observación directa mayor a 0,25 segundos, que es la duración del reflejo palpebral. Ej. el láser de Helio Neón.

CLASE III: Son láseres de mediano poder y se dividen en:

A: (entre 1mW y 5 mW). Son láseres emisores de luz visible, seguros para miradas indirectas y directas breves (menores a 0, 25 segundos) por lo tanto dañan la retina si se focalizan dentro del ojo. Por ej. el láser de Diodo.

B: (entre 5mW y 500 mW). No es seguro para miradas breves, pudiendo producir daños si son observados directamente, ya sea por visión directa o por sus reflexiones en distintas ópticas (reflexión especular).

CLASE IV: láseres de alto poder (más de 500 mW). Son la mayoría de los láseres que utilizamos en odontología y que producen daños no solo por visión directa o reflexión especular, sino también por reflexión difusa. Además pueden producir quemaduras o lesiones en piel, o bien ocasionar problemas como incendio o explosiones.

Clase	Descripción	Potencia Máxima
1	Seguro para el ojo	0,4 μ W
2	Peligro teórico para el ojo (para láseres visibles si la persona mira directamente el haz)	1 mW
3a	Peligro marginal para el ojo	5 mW
3b	Peligro significativo para el ojo	500 mW
4	Peligro serio para el ojo (pueden ser peligrosas incluso reflexiones del haz, y producir daños en la piel)	> 500 mW

Ilustración 16. Clasificación de los riesgos de los laser²³.

En cuanto a los efectos térmicos, que más interesan en el campo de la odontología, está el aumento de la temperatura (hiperemia) sobre la pulpa, el cual puede ocurrir en forma transitoria, produciendo efectos duraderos o irreversibles en el tejido ²³. Este efecto se ve intensificado según el contenido acuoso, ya que a menor cantidad de agua la superficie tiende a calentarse más. ¹².

En cuanto a la irradiación con láser en los tejidos duros dentales y sus consecuencias sobre la pulpa, se debe tener en cuenta que los tejidos duros son pobres conductores del calor, actúan como aislantes térmicos, por eso los cambios histológicos en la pulpa son diferentes de aquellos producidos en piel y mucosa ²³.

Es fundamental el tiempo de exposición, una misma densidad de energía por períodos más cortos de tiempo, causan menor daño en la pulpa. Debe ser considerado también el espesor de esmalte y dentina. Los dientes con menos dentina muestran una elevación de temperatura mayor en la pulpa ²³.

Estudios realizados con distintos láseres confirman que si la temperatura pulpar se eleva menos de 5,5°C, el láser no causaría daño histológico irreversible a

los tejidos pulpaes, pero si es superada se produciría la muerte de los odontoblastos²³.

Investigaciones con el láser de Erbio sobre tejidos duros, demostraron que las temperaturas pulpaes permanecían por debajo de esa marca, con respuestas pulpaes mínimas y reversibles²³.

2.5.2. REQUISITOS DE ENTRENAMIENTO

- Es imprescindible antes de comenzar a trabajar con cualquier equipo laser leer atentamente el manual de instrucciones de cada componente del sistema e indicaciones del fabricante²⁷.
- La capacitación en el uso de esta tecnología es la prioridad para el clínico, investigador o cualquier persona involucrada en el uso de un sistema láser, debiendo tener completo conocimiento sobre seguridad, equipamiento para la protección del personal, los riesgos potenciales, procedimientos operativos y mantenimiento de la unidad²⁷.
- Se le debe informar al paciente sobre las altas estadísticas de éxito que se obtienen con esta tecnología, y los beneficios que el láser les puede brindar con respecto a las técnicas convencionales, pero igualmente se les debe mencionar los posibles riesgos que involucran los procedimientos²⁷.
- El paciente debe firmar un documento, un consentimiento escrito, en donde conste su aceptación a realizarse el tratamiento, conociendo los beneficios pero además los infrecuentes pero posibles riesgos o complicaciones que puedan ocurrir²⁷.

3. JUSTIFICACIÓN

La adhesión es básica en el éxito del tratamiento de ortodoncia y se ha buscado optimizarla mediante el mejoramiento de las mallas o bases de los diferentes aditamentos, a través del avance de las nuevas resinas y con el mejor condicionamiento del esmalte.

Tradicionalmente la preparación del esmalte para la adhesión de los brackets en ortodoncia, se hace a través del grabado con ácido fosfórico, con la finalidad de crear microporosidades, fruto de la acción desmineralizante del ácido, en las cuales la resina penetra y forma enlaces de tipo micromecánico³². Según Buonocore, Graber y Anusavice, el grabado ácido del esmalte es una de las formas más efectivas de mejorar la adhesión mecánica y asegurar los defectos de sellado entre las fases^{3,5,22}.

Dostálová reporta en el 2006 que el esmalte grabado por el ácido puede ser complicado por la eliminación de la superficie, la variabilidad de profundidad de penetración y el fuerte lavado - secado que afectan a la fuerza de adhesión. Por esta razón los odontólogos deberían buscar un procedimiento que constituya una alternativa para preparar el esmalte como el pulido por aire, el procedimiento de arenado y el grabado con láser, siendo este último uno de los métodos más eficaces hoy en día para pre-tratar el esmalte¹⁴.

En la actualidad el uso del láser como alternativa para generar un patrón de grabado en el esmalte ha sido usado en el área de ortodoncia, consiguiendo así un aumento en la fuerza de adhesión de los brackets al esmalte, lo cual es confirmado según las investigaciones de Lee y colaboradores (2003), Maggioni, Attanasio y Escarpelli (2010), Dostálová y colaboradores (2006)^{14,28,32}.

De esta manera, el propósito de este trabajo investigativo es determinar a través de pruebas de tracción, si el grabado del esmalte mediante la aplicación de láser Er,Cr:YSGG previo al cementado del bracket, ofrece mayor fuerza de adhesión que cuando se realiza el grabado del esmalte con ácido fosfórico. La alternativa de la irradiación del esmalte con láser ante la utilización del grabado ácido, puede conllevar una disminución de la separación prematura de los brackets al esmalte, lo que produciría una evolución más rápida de los tratamientos de ortodoncia, un ahorro del tiempo sillón del paciente durante su visita, generando de esta forma menos gasto físico del profesional y a la disminución del riesgo de aparición de manchas blancas en el esmalte por el efecto cariostático del láser durante el tratamiento ortodóntico.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVOS GENERALES

- Evaluar la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos después del grabado del esmalte con ácido fosfórico, con láser Er,Cr:YSGG y la combinación de láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar mediante pruebas de tracción la resistencia adhesiva del bracket al esmalte pre-tratado con grabado láser Er,Cr:YSGG.
- Evaluar mediante pruebas de tracción la resistencia adhesiva del bracket al esmalte pre-tratado con grabado a través de ácido fosfórico.
- Evaluar mediante pruebas de tracción la resistencia adhesiva del bracket al esmalte pre-tratado con la combinación de grabado láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico
- Determinar cuál de los protocolos de grabado del esmalte analizados ofrece valores de tracción más altos y más bajos utilizando las técnicas de adhesión indicadas y recomendadas por el fabricante.
- Observar en el microscopio de barrido electrónico el patrón de grabado en la superficie del esmalte con la aplicación únicamente de ácido fosfórico, con la irradiación con láser de Er,Cr:YSGG y con la aplicación de ambos.

5. HIPÓTESIS

El uso combinado del láser más ácido fosfórico provoca mayores valores de resistencia adhesiva al esmalte que la sola aplicación del ácido o del láser.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

En el presente trabajo se realizó un estudio experimental in-vitro, analítico, descriptivo, controlado, para observar y comparar la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos después del grabado del esmalte con ácido fosfórico, con láser Er,Cr:YSGG y la combinación de láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico.

6.2 MUESTRA

Para el presente estudio prospectivo, se utilizaron tres grupos de 12 premolares maxilares y mandibulares, extraídos por razones ortodónticas o problemas periodontales, los cuales fueron obtenidos del centro de odontología del Club de los Leones de Quito-Ecuador y de la Clínica de cirugía de la Facultad de Odontología de la Universidad San Francisco de Quito-Ecuador. La muestra fue seleccionada aleatoriamente bajo los criterios de inclusión y exclusión.

6.2.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Las muestras seleccionadas carecían de caries o fracturas, no habían sido sometidos a ningún tratamiento conservador o de fluorización, no poseían brackets cementados previamente y fueron conservados en recipientes estériles con suero fisiológico a temperatura ambiente (Ilustración 17), el cual debía ser cambiado una vez por semana para inhibir el crecimiento microbiano hasta el momento de su uso.



Ilustración 17. Envase plástico estéril de almacenamiento de las muestras.

6.2.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Fueron excluidos del estudio dientes que presentaban brackets cementados, caries, restauraciones o fracturas, patologías pulpares y tratamientos de endodoncia.

Cualquier tejido blando remanente en la superficie de los dientes extraídos fue retirado con un scaler dental (Scaler 2/3 Hole Ea, Henry Schein-USA).

6.3 GRUPOS DE ESTUDIO

La muestra seleccionada fué dividida en tres grupos de 12 dientes cada uno según su superficie tratada (Ilustración 18):

- **Grupo 1:** esmalte grabado con ácido fosfórico al 37% del kit Illuminate™ (Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride Ortho Organizers-USA) (Ilustración 22) por 15 segundos.
- **Grupo 2:** esmalte irradiado con Laser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany) (Ilustración 27) con una potencia de 1,5 W, por 15 segundos a una distancia de 1 mm.

- **Grupo 3:** esmalte irradiado con Laser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany) con una potencia de 1,5 W, por 15 segundos a una distancia de 1 mm más la aplicación de ácido fosfórico al 37% del kit Illuminate™ Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. Ortho Organizers-USA, por 15 segundos.



Ilustración 18. Muestra seleccionada aleatoriamente según los criterios de inclusión y exclusión

6.4 METODOLOGÍA

En el presente trabajo se siguieron 4 fases para cada grupo (1,2y 3):

- **Fase I:** pre-tratamiento del esmalte.
- **Fase II:** Dos muestras por grupo seleccionadas aleatoriamente, fueron examinadas al finalizar la fase de experimentación con microscopio de barrido electrónico, con la finalidad de observar el patrón de grabado del esmalte de las diferentes superficies tratadas.
- **Fase III:** proceso de adhesión de los brackets metálicos a cada diente de los diferentes grupos.
- **Fase IV:** prueba de tracción.

6.4.1 FASE I: PRE-TRATAMIENTO DEL ESMALTE

Las muestras seleccionadas fueron sumergidas en un dispositivo de caucho de 19 mm de diámetro x 20 mm de alto (Ilustración 19), el cual conteníaacrílico odontológico, con la finalidad de proporcionar a los dientes bases individuales circulares. Al encontrarse en la fase gomosa elacrílico odontológico, se procedió a introducir los dientes hasta el nivel de la unión amelocementaria dejando descubierta la corona dental (Ilustración 20). Los dientes fueron sostenidos manualmente hasta esperar el endurecimiento delacrílico y luego se comprobó que las muestras quedaran bien fijadas.



Ilustración 19. Dispositivo de goma utilizado como molde para los pedestales deacrílico de las muestras



Ilustración 20. Diente sumergido en elacrílico hasta la línea amelocementaria.

Posteriormente los pedestales fueron identificados con dos números separados por un punto: el primer número corresponde al grupo de estudio y el segundo al número de muestra las cuales fueron seleccionadas al azar y luego se sumergieron en agua destilada, donde permanecieron hasta el momento de la prueba de tracción (Fase IV) (Ilustración 21).



Ilustración 21. Muestra Número 1 del grupo 3.

Para determinar la zona de esmalte que va a ser tratada se preparó con papel foami de 1,5 mm de espesor un orificio de 5 mm de diámetro, el cual al colocarlo sobre la cara vestibular coincidía con la zona en la que posteriormente se cementará el bracket (4 mm).

Antes del experimento, cada diente fue limpiado a fondo con cepillos de profilaxis y piedra pómez de grano fino, posteriormente se enjuagaron con agua y se secaron con un chorro de aire ³³ (Ilustración 22 y 23).



A



B

Ilustración 22. A) Cepillo de profilaxis y piedra pómez B) Proceso de limpieza de la superficie vestibular de la corona dental.

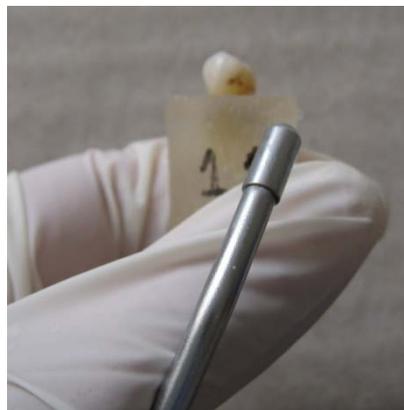


Ilustración 23. Lavado y secado de la superficie vestibular de la corona dental.

6.4.1.1 PRE-TRATAMIENTO DEL ESMALTE CORRESPONDIENTE AL GRUPO 1 (PROCEDIMIENTO DE GRABADO DEL ESMALTE CON ÁCIDO FOSFÓRICO)

Este grupo constaba de 12 premolares previamente seleccionados, a los cuales se les aplicó sobre la superficie vestibular de la corona del diente una capa de ácido fosfórico al 37% del kit Illuminate™ (Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. Ortho Organizers-USA) (Ilustración 24), durante 15 segundos siguiendo las

instrucciones del fabricante, con el objetivo de realizar la técnica de grabado ácido del esmalte dental.



Ilustración 24. Kit Illuminate™ (Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. Ortho Organizers-USA).

El grabado de la superficie del esmalte se realizó a través de los siguientes pasos ³³:

- Se colocó el papel foamy para determinar la zona de grabado.
- Se aplicó con un microbrush durante 15 segundos el reactivo de ataque sobre la superficie vestibular del esmalte delimitada, asegurándose que el reactivo esté en contacto con la superficie (Ilustración 25).

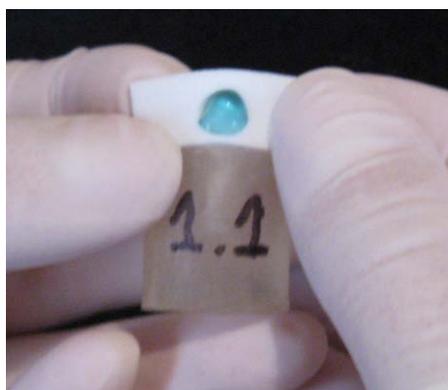


Ilustración 25. Aplicación de ácido fosfórico al 37% sobre la superficie vestibular de la corona.

- Posteriormente se enjuagó con un chorro de agua durante 15 segundos.
- Se procedió a secar las superficies grabadas con aire seco sin aceite. Las superficies grabadas deben tener un aspecto de escarcha blanca. De no ser así, se repite el procedimiento permitiendo que el reactivo de ataque permanezca sobre el diente durante 15 segundos adicionales, lo cual no sucedió en nuestro estudio.

6.4.1.2 PRE-TRATAMIENTO DEL ESMALTE CORRESPONDIENTE AL GRUPO 2 (PROCEDIMIENTO DE GRABADO DEL ESMALTE CON IRRADIACIÓN CON LÁSER)

La selección del láser se produjo después de un cuidadoso análisis de literatura y de estudios previos como los de Basaran y colaboradores (2007) ⁵. El aparato usado en este estudio para el grabado del esmalte fue el láser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany), el cual fue facilitado por el Dr. Marco Jiménez en la Clínica Dental DentaLaser ubicada en la ciudad de Quito-Ecuador. Dicha clínica posee la certificación ISO 9001:2000 otorgada por la firma SGS, la certificación de la American Orthodontic Society y por la Academy of Laser Dentistry ¹¹ (Ilustración 29 y 30).

En este grupo fueron utilizados 12 dientes de la muestra, los cuales fueron irradiados en la zona delimitada por el orificio de 5 mm de diámetro de papel foamy (Ilustración 26) con el láser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany) con una longitud de onda de 2780 nm, con una duración de 140µm y a una tasa de repetición de 20 pulsaciones por segundo, con una potencia de 1,5 w ⁵ (Ilustración 27).

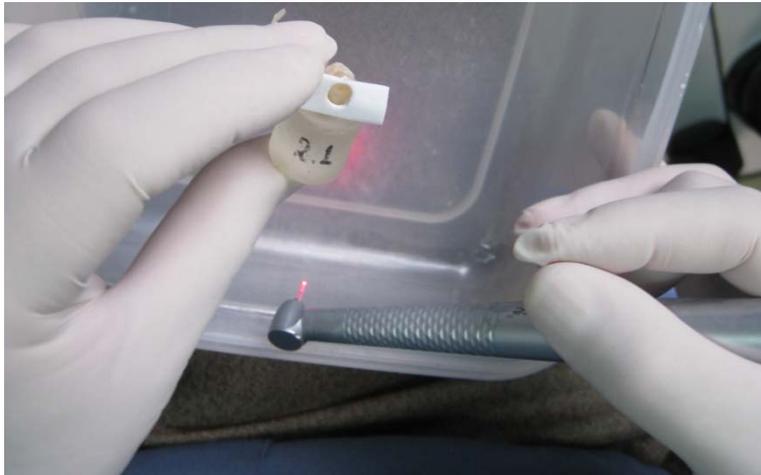


Ilustración 26. Papel de foami utilizado como guía.



Ilustración 27. Láser Er,Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany) con una potencia de 1,5 w, 90% de aire y 80% de agua.

Para determinar los niveles de agua y aire del equipo láser se utilizó el mismo referido por Basaran y colaboradores en el 2007, por Özer y colaboradores en el 2008, en el cual recomendaban usar 90% de agua y 80% de aire, mientras que la fibra óptica del láser se colocó a un milímetro de distancia de manera perpendicular ⁵ (Ilustración 28).



Ilustración 28. Emisión de laser sobre la superficie vestibular de la corona dental.



Ilustración 29. Fibra óptica del Laser (Waterlase, Biolase Technology Inc, Germany).



Ilustración 30. Dr. Marco Jiménez en la Clínica Dental DentaLaser.

6.4.1.3 PRE-TRATAMIENTO DEL ESMALTE CORRESPONDIENTE AL GRUPO 3 (PROCEDIMIENTO DE IRRADIACIÓN CON LÁSER MÁS GRABADO CON ÁCIDO FOSFÓRICO)

El siguiente grupo constó de igual forma que los anteriores de una muestra conformada por 12 premolares escogidos aleatoriamente. En dicha muestra luego de ser limpiada con un cepillo de profilaxis y piedra pómez al igual que los grupos previos, la superficie vestibular del esmalte dental fue tratada primero con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos y luego irradiado con Laser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase, Germany) con una potencia de 1,5 W, por 15 segundos a una distancia de 1mm, siguiendo los mismos protocolos en cuento a la aplicación del ácido fosfórico establecidos para el grupo 1 y la aplicación del láser del grupo 2.

6.4.2 FASE II: OBSERVACIÓN EN EL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO DEL PATRÓN DE GRABADO DEL ESMALTE

Esta fase consistió en seleccionar 2 dientes aleatoriamente de la muestra de cada grupo (1, 2 y 3), con la finalidad de ser observados los diferentes patrones de grabado del esmalte y verificar que no haya ningún daño excesivo en el mismo. El microscopio utilizado fue el electrónico de barrido modelo Hitachi S-2400 de la escuela de metalurgia, facultad de ingeniería de la Universidad Central de Venezuela (Ilustración 31).

6.4.2.1 PREPARACIÓN DE MUESTRAS

Las muestras a examinarse en el microscopio electrónico de barrido (SEM) fueron preparadas a través de los siguientes pasos ¹:

1. Se procedió a separar la corona de la raíz dental por medio de un disco de diamante siguiendo el límite amelocementario (Ilustración 31).



Ilustración 31. A) Disco de diamante B) Corte transversal de la corona dentaria.

2. Posteriormente fueron sometidas a un recubrimiento con metal: Se hace con una fina capa de $10\mu\text{m}$ de grosor de metales pesados (Ilustración 33), como oro y paladium, dicho procedimiento se conoce como sputtering (Ilustración 32) y se hace con la finalidad de aumentar la emisión secundaria de electrones y generar fotografías de alta resolución con nitidez ².



Ilustración 32. Máquina de sputter.

Se aplicó el método de sombreado, en el cual se forma una descarga del resplandor entre el cátodo (oro) y el ánodo (argón), expulsando átomos del metal por 20 minutos sobre la superficie del espécimen ².



Ilustración 33. Muestras después del baño de oro y paladio.

3. Procedimiento de montaje: Se montó sobre una barra de metal y se fijó (Ilustración 33).

4. Posteriormente fueron observadas al microscopio electrónico de barrido marca Hitachi modelo S-2400, a una distancia de 12mm y un voltaje de aceleración de 20 Kv^{9,30}. Se tomaron fotografías del centro de la cara vestibular de las muestras, con amplificaciones de 2000x (Ilustración 34).

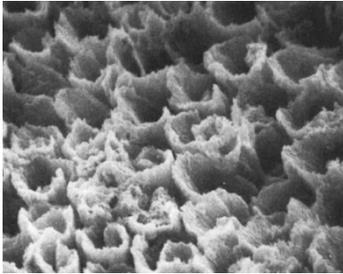


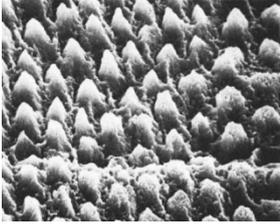
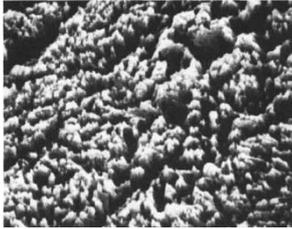
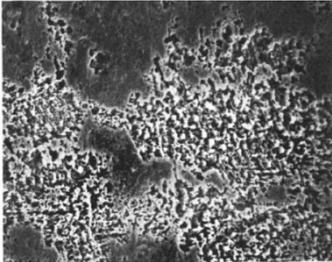
Ilustración 34. Microscopio electrónico de barrido.

5. Luego las fotografías fueron clasificadas través de una variable cualitativa por los observadores seleccionados. El procedimiento se realizó utilizando una tabla de valores (Tabla No 2) de patrones de grabado del esmalte diseñada por Silverstone y colaboradores en 1975^{10,16,18,23,31} y modificada por Galil y Wright en 1979^{16,18,38}.

TABLA DE VALORES

Tabla 2. Clasificación de los patrones de grabado ^{16,18,31,38,49}.

Tipo 1)	<p>Caracterizado por la remoción preferencial de los centros de los prismas, resultando en una apariencia de panal de abejas (patrón ideal) ³⁵.</p> 
Tipo 2)	<p>Se caracteriza porque se remueven preferencialmente las periferias de los prismas, resultando en una apariencia de pedrusco ³⁵.</p> 
Tipo 3)	<p>Caracterizado por una erosión indiscriminada, de centros y periferias de los</p>

	<p>prismas. Se encuentran mezclados patrones 1 y 2.</p> 
<p>Tipo 4)</p>	<p>Se caracteriza porque se observa una superficie con hoyos y marcas no uniformes. Existe una zona de depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que exista una destrucción preferente. Posee aspecto de red (patrón subóptimo).</p> 
<p>Tipo 5)</p>	<p>No hay evidencia de los prismas, caracterizado por una superficie lisa, carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina.</p> 

6.4.3 FASE III: PROCESO DE ADHESIÓN DE LOS BRACKETS METÁLICOS A CADA DIENTE DE LOS DIFERENTES GRUPOS

Para esta fase se utilizó el restante de dientes correspondientes a cada grupo. En este procedimiento de adhesión de los brackets metálicos se utilizó:

- **Brackets metálicos:** los brackets correspondiente a los dientes premolares del modelo Elite Opti-MIM® low profile set de acero inoxidable (Ortho Organizers-USA), slot 0,022", prescripción Roth (Ilustración 35).



Ilustración 35. Brackets de premolares Elite Opti-MIM® low profile set de acero inoxidable (Ortho Organizers-USA).

- **Resina:** kit Illuminate™ Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. (Ortho Organizers-USA) (Ilustración 36). Con la finalidad de eliminar otra variable se escogió una resina de la misma marca de los brackets.



Ilustración 36. Kit Illuminate™ Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. (Ortho Organizers-USA).

Todos los productos utilizados se encontraban en buenas condiciones de almacenamiento, dentro de la fecha recomendada de uso y nuevos de fábrica.

Se efectuó el mismo protocolo de adhesión para todos los grupos (grupo 1,2 y 3) del estudio el cual consistió en los siguientes pasos:

1. Las superficies del esmalte de cada grupo debían estar previamente tratadas de la forma que se explico en la fase I.
2. Se aplicó una capa fina y uniforme de adhesivo fotopolimerizable tanto en la superficie del diente (Ilustración 37) como del bracket. Debe adelgazarse la capa de adhesivo en cada diente con una suave corriente de aire seco sin aceite ³³.



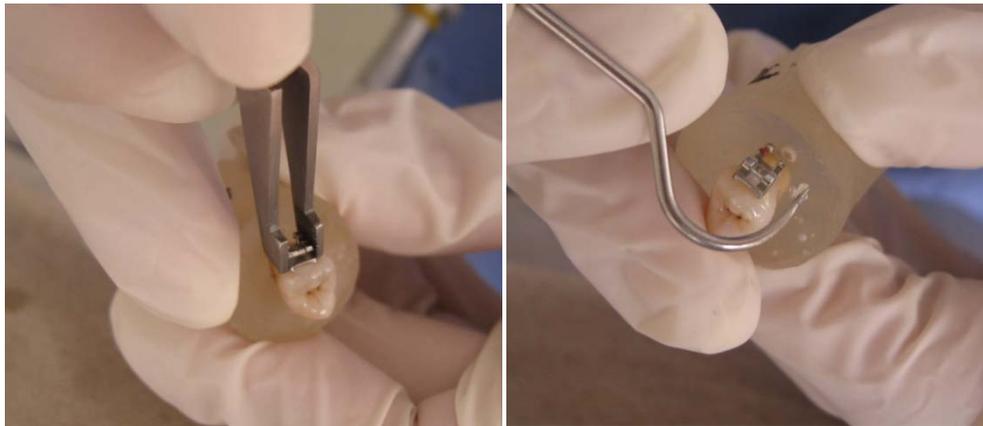
Ilustración 37. Aplicación de adhesivo fotopolimerizable del kit Illuminate™ Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. (Ortho Organizers-USA).

3. Se colocó una capa fina de resina directamente sobre la base del bracket con la jeringa suministrada por el fabricante (Ilustración 38).



Ilustración 38. Aplicación de capa de resina sobre la malla del bracket.

- Después de depositar la resina, inmediatamente se colocó el bracket sobre la superficie del diente (Ilustración 39-A) con suavidad a una distancia de 4 mm desde la cúspide del diente, dicha medida se tomó de un posicionador de brackets (Ilustración 39-C). Se eliminaron los excesos de resina con un explorador alrededor de la base del bracket (Ilustración 39-B).



A

B



C

Ilustración 3922. A) Posicionamiento del bracket, B) Eliminación de excesos de la resina, C) Comprobación de que el bracket se encuentra a la medida preestablecida.

- Se expuso la resina colocada en la base de los brackets a una lámpara de polimerización (coltolux® LED, Coltene/Whaledent), durante 10 segundos en cada plano (mesial, distal, gingival y oclusal) y a una distancia de 5 mm.

6. Luego las muestras fueron almacenadas durante 48 horas en recipiente estéril con agua destilada a temperatura ambiente, para luego aplicarle la prueba de tracción.

6.4.4 FASE IV: PRUEBA DE TRACCIÓN

La máquina disponible para esta prueba fue la Máquina de ensayos universales MTS modelo T-5002, facilitada por el Ingeniero Pedro Navas de la facultad de resistencia de materiales de la ESPE (Escuela Politécnica del Ejercito) en el Valle de los Chillos-Sangolquí, Quito – Ecuador (Ilustración 40-41).



Ilustración 40. A) Máquina de ensayos universales MTS modelo T-5002, B) Especificaciones de la máquina.



Ilustración 41. Ingeniero Pedro Navas profesor de la escuela de resistencia de materiales de la ESPE.

Para poder traccionar los brackets adheridos al esmalte dental de las muestras, se procedió a amarrar dos alambres de acero inoxidable de 0,010": el primero fue entorchado alrededor del bracket metálico para poder ser traccionado por la máquina y el segundo alambre fue amarrado alrededor de la base de acrílico a 3 mm del borde superior para poder sostener la muestra (Ilustración 42). Entre ambas ligaduras existía una distancia de 6 mm.

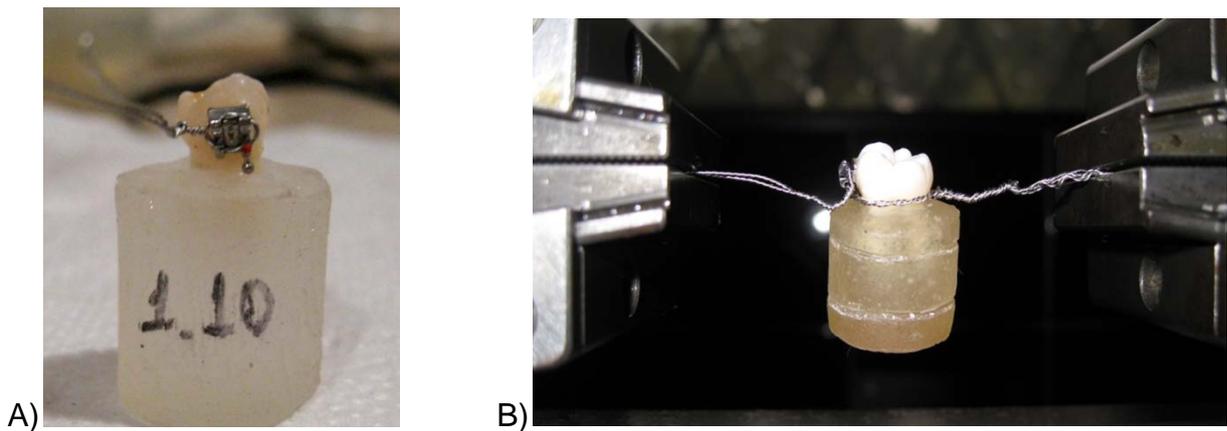


Ilustración 42. A) Ligadura 0,010" entorchada alrededor del bracket, B) Brazos de la maquina sosteniendo la muestra a través de las ligaduras provistas.

Posteriormente la maquina realizó la tracción aplicando fuerzas paralelas con un desplazamiento de 1 cm en un 1 min, 40 segundos, hasta que se producía el desprendimiento del bracket (Ilustración 43), en ese momento se registraba la fuerza necesaria en Newton (N) para luego realizar la conversión a megapascales (MPa).



Ilustración 43. Muestra del bracket al ser despegado de la superficie vestibular de la corona por la maquina.

En este estudio de tracción no fue considerado el momento que se generó entre el alambre 1 y 2 (ilustración 44) que existían en cada muestra, debido a que el objetivo principal era evaluar la resistencia a la tracción de bracket en cuanto al patrón de grabado del esmalte mediante un sistema estandarizado para todos los grupos, en el cual la distancia entre el alambre 1 y 2 siempre fue la misma para todas la muestras (6 mm).

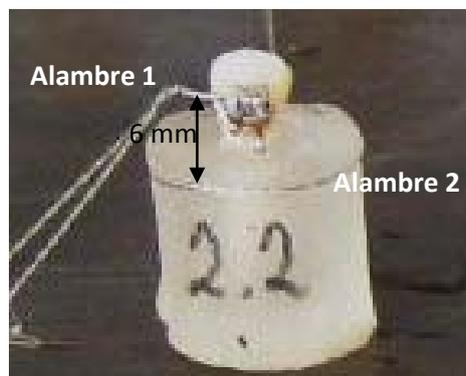


Ilustración 44. Distancia entre el alambre 1 y 2.

6.5 RECOLECCIÓN DE DATOS

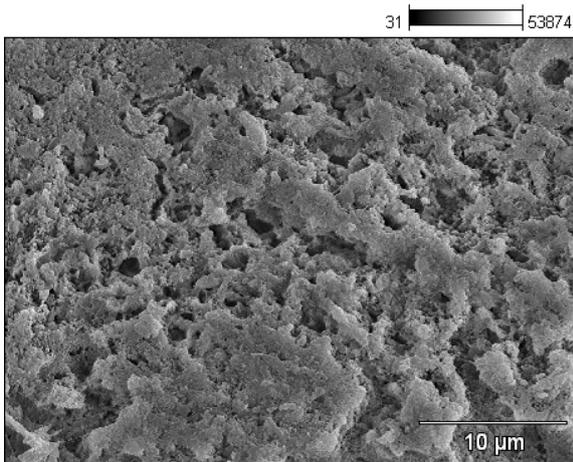
Los datos recolectados fueron distribuidos en tablas específicas diseñadas para esta investigación (Anexo I).

6.5.1 DATOS DE LA OBSERVACIÓN AL MICROSCOPIO

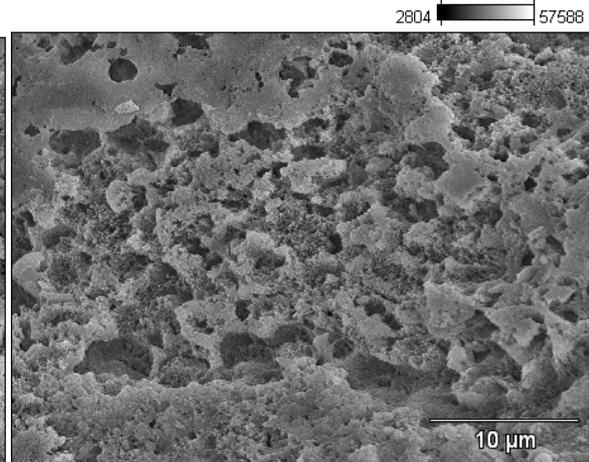
ELECTRÓNICO DE BARRIDO

Las superficies observadas correspondían a la porción central del esmalte vestibular de las coronas de los dientes seleccionados. El microscopio electrónico de barrido se calibró a una distancia de 12 mm, con un voltaje de aceleración de 20 kv y una amplificación de 2000x para todas las fotografías.

G 1.1



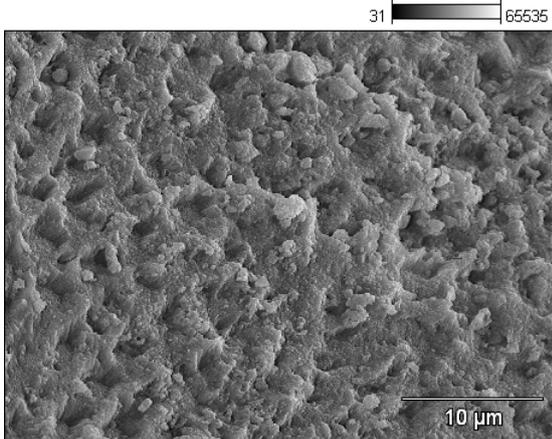
G 1.2



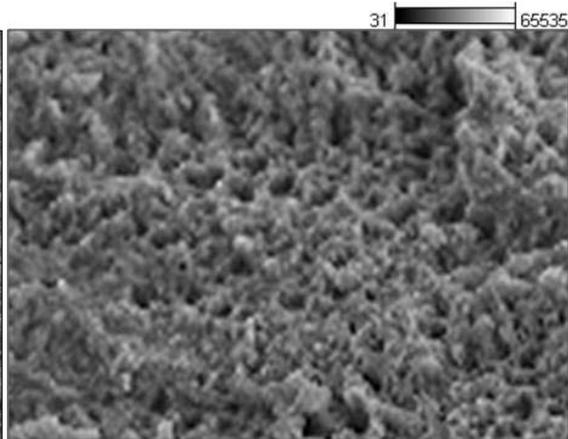
Voltaje de aceleración 20K, amplificación 2000x

Ilustración 45. Imágen fotográfica del SEM de la muestra G 1.1 y G1.2.

G 2.1



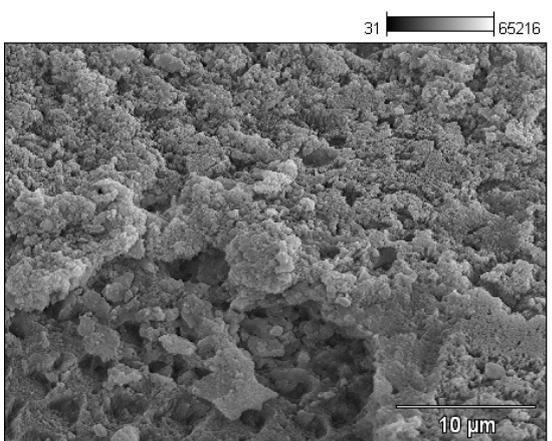
G 2.2



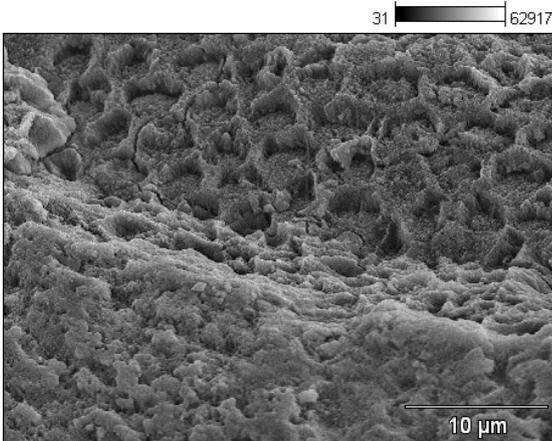
Voltaje de aceleración 20K, amplificación 2000x

Ilustración 46. Imágen fotográfica del SEM de la muestra G 2.1 y G 2.2.

G 3.1



G 3.2



Voltaje de aceleración 20K, amplificación 2000x

Ilustración 47. Imágen fotográfica del SEM de la muestra G 3.1 y G 3.2.

6.5.2 DATOS DE PRUEBA DE TRACCIÓN

Tabla 3. Evaluación de la resistencia a la tracción en Newton de brackets ortodónticos del grupo 1, grupo 2 y grupo 3.

GRUPO 1		GRUPO 2		GRUPO 3	
Muestra	Nivel de resistencia N	Muestra	Nivel de resistencia N	Muestra	Nivel de resistencia N
G.1.1	16	G.2.1	23	G.3.1	20
G.1.2	19	G.2.2	26	G.3.2	25
G.1.3	26	G.2.3	19	G.3.3	24
G.1.4	21	G.2.4	20	G.3.4	23
G.1.5	19	G.2.5	14	G.3.5	20
G.1.6	23	G.2.6	31	G.3.6	23
G.1.7	19	G.2.7	17	G.3.7	27
G.1.8	17	G.2.8	22	G.3.8	20
G.1.9	10	G.2.9	20	G.3.9	20
G.1.10	6	G.2.10	18	G.3.10	25

Fuente propia

7 . RESULTADOS

Los resultados obtenidos por la máquina de experimentación, luego de aplicar una fuerza de tracción sobre las muestras, se encontraban en una denominación de Newton. El megapascal (símbolo MPa) es la unidad de presión utilizada por el Sistema Internacional de Unidades para cálculo de cimentaciones y secciones resistentes en estructuras, su fórmula es: N/mm^2 y denominan esfuerzo. Por este motivo se creyó conveniente emitir nuestros resultados bajo esta unidad (MPa) para lo cual se debió transformar de N a megapascascales ⁴⁷.

Un megapascal se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 newton sobre una superficie de 1 metro cuadrado normal a la misma y es conocida como ⁴⁷:

FÓRMULA DE CONVERSIÓN DE N A MPa ⁴⁷

$$\text{Resistencia a la tracción} = \text{MPa} = N/mm^2.$$

Para aplicar esta fórmula fue necesario calcular el área de superficie de la base del bracket seleccionado (Elite Opti-MIM® low profile set de acero inoxidable con *Nickel-Lite*® Ortho Organizers-USA, slot 0,022", prescripción Roth), la cual corresponde a la figura de un trapecio. La fórmula de cálculo de superficie de área del trapecio es: $\frac{1}{2} h (a+b)$ ²⁴.

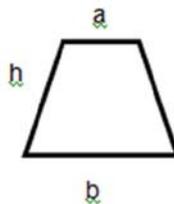


Ilustración 48. Fórmula del área de un trapecio ²⁴.

La superficie de área calculada para los brackets (Elite Opti-MIM® low profile set de acero inoxidable con *Nickel-Lite*® Ortho Organizers-USA) fue de 13 mm^2 .

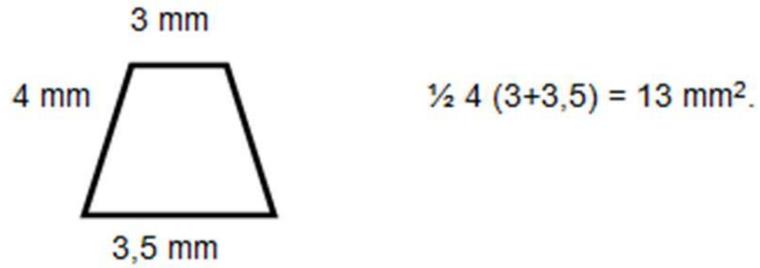


Ilustración 49. Cálculo del área del bracket (Elite Opti-MIM® low profile) correspondiente a un trapecio.

Luego de la conversión los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Tabla 4. Conversión de N a MPa de los datos de la resistencia a la tracción de Brackets ortodónticos del grupo 1.

GRUPO 1			
	Nivel de resistencia N	Área base bracket mm ²	MPa
G.1.1	16	13	1,2
G.1.2	19	13	1,4
G.1.3	26	13	2
G.1.4	21	13	1,61
G.1.5	19	13	1,46
G.1.6	23	13	1,76
G.1.7	19	13	1,4
G.1.8	17	13	1,30
G.1.9	10	13	0,76
G1.10	6	13	0,46

Fuente propia

Tabla 5. Conversión de N a MPa de los datos de la Resistencia a la tracción de brackets ortodónticos del grupo 2.

GRUPO 2			
	Nivel de resistencia N	Área base bracket mm ²	MPa
G.2.1	23	13	1,76
G.2.1	26	13	2
G.2.3	19	13	1,46
G.2.4	20	13	1,53
G.2.5	14	13	1,07
G.2.6	31	13	2,38
G.2.7	17	13	1,30
G.2.8	22	13	1,69
G.2.9	20	13	1,53
G.2.10	18	13	1,38

Fuente propia

Tabla 6. Conversión de N a MPa de los datos de la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos del grupo 3.

GRUPO 3			
	Nivel de resistencia N	Área base bracket mm ²	MPa
G.3.1	20	13	1,53
G.3.2	25	13	1,92
G.3.3	24	13	1,84
G.3.4	23	13	1,76
G.3.5	20	13	1,53
G.3.6	23	13	1,76
G.3.7	27	13	2
G.3.8	20	13	1,53
G.3.9	20	13	1,53
G.3.10	25	13	1,92

Fuente propia

En cuanto a las ilustraciones obtenidas por el microscopio electrónico de barrido, fueron comparadas con las de la tabla de valores (tabla 2) anteriormente expuesta, por dos observadores con experiencia en microscopía electrónica. A dichos observadores se les explico la tabla de clasificación y posteriormente compararon las imágenes obtenidas con las de dicha tabla. Luego marcaron en una nueva tabla el patrón al cual según los parámetros explicados correspondía de acuerdo a su criterio.

Tabla 7. Comparación de los datos obtenidos al MEB de las muestras seleccionadas aleatoriamente del grupo 1, 2, y 3 con la tabla de valores propuesta según Silverstone y colaboradores en 1975)^{19,22,23,24,25} y (Gail y Wright en 1979)^{11,23,25}.

			Patrón De Grabado				
			1	2	3	4	5
Grupo 1 A.fosfórico al 37%	GM 1.1	Ob1			X	X***	
		Ob2			X		
	GM 1.2	Ob1			X		
		Ob2			X		
Grupo 2 Laser Er, Cr:YSGG	GM 2.1	Ob1	X				
		Ob2	X				
	GM 2.2	Ob1	X	X*			
		Ob2	X	X*			
Grupo 3 Laser Er, Cr:YSGG + á.fosfórico al 37%	GM 3.1	Ob1	X	X*			
		Ob2	X	X*			
	GM 3.2	Ob1	X		X**		
		Ob2	X		X**		

Fuente propia, Nota: Significado de las siglas: (Ob1: Observador 1), (Ob2: Observador 2), (GM 1.1 y 1.2: Grupo microscopio 1, muestra 1 y 2 respectivamente), (GM 2.1 y 2.2: Grupo microscopio 2, muestra 1 y 2 respectivamente) y (GM 3.1 y 3.2: Grupo microscopio 3, muestra 1 y 2 respectivamente).

*: Se encontró zonas tipo 2.

** : Se encontró pequeñas zonas adicional tipo 3.

***: Se encontró zonas tipo 4.

7.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Con el análisis estadístico se buscaba evaluar la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos después del grabado del esmalte dental con ácido fosfórico, con láser Er,Cr:YSGG y la combinación de láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico; para esto se midió la presión realizada sobre la corona del diente y el bracket y se estableció la fuerza máxima soportada, medida en MPa.

En este experimento se contó con tres grupos de ensayo con tratamientos diferentes según la técnica utilizada y para cada uno de ellos se realizó 10 mediciones (tabla 8).

Tabla 8. Resumen de los datos obtenidos en MPa.

Grupo 1	1.2	1.4	2	1.61	1.46	1.76	1.4	1.3	0.76	0.46
Grupo 2	1.76	2	1.46	1.53	1.07	2.38	1.30	1.69	1.53	1.38
Grupo 3	1.53	1.92	1.84	1.76	1.53	1.76	2	1.53	1.53	1.92

Fuente propia

Una primera alternativa para comparar los resultados de los tres grupos sería realizar un ANOVA, el cual permite establecer diferencias entre los tres grupos considerados independientes.

El análisis de la varianza (ANOVA, Analysis of variance) es una importante herramienta estadística para el registro de procesos. En este análisis se pueden agrupar datos y conseguir la comparación de múltiples columnas de los mismos, junto con la estimación de los componentes de variación de un proceso, en el cual las muestras han estado sometidas a diferentes tratamientos o han estado almacenadas en diferentes condiciones ³⁵, por lo cual se ajusta para confirmar la hipótesis de nuestra investigación.

Para poder considerar o validar este tipo de análisis se debe cumplir con ciertas condiciones tales como:

- Los datos deben ser independientes.
- La distribución de los datos debe ser normal.
- Debe existir una homogeneidad entre las varianzas.

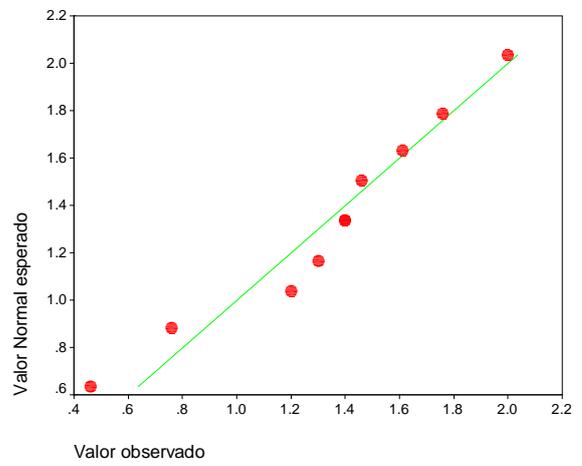
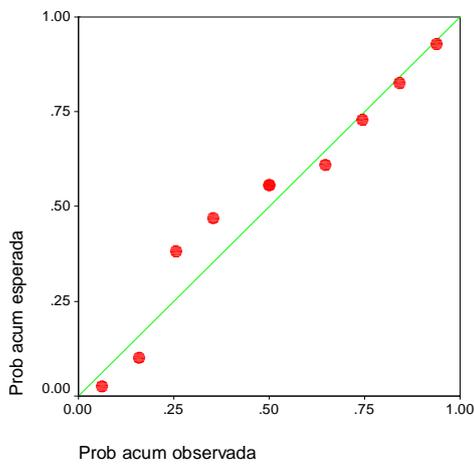
Lo primero que se realizó, fue comprobar que los datos se ajustaban a una distribución normal, para lo cual se presentaron los diagramas P-P y Q-Q.

En el diagrama P-P (probabilidad-probabilidad) y Q-Q (cuantil-cuantil), se supone que si los datos los cuales deben estar ordenados de mayor a menor presentan una distribución normal, al pasar una línea recta diagonal entre los ejes (x) y (y), los puntos deberán aproximarse sobre dicha línea como se demuestra en los gráficos a continuación (gráfico 1).

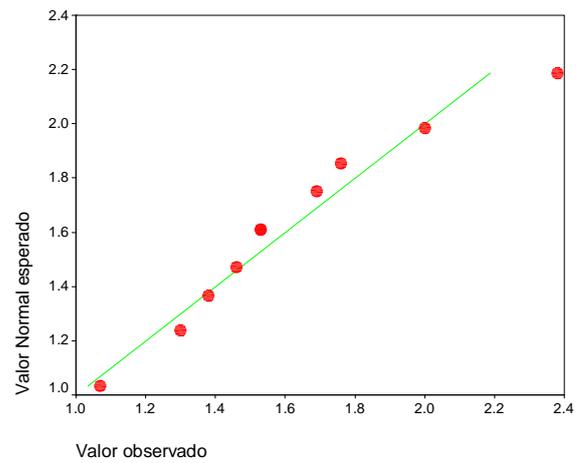
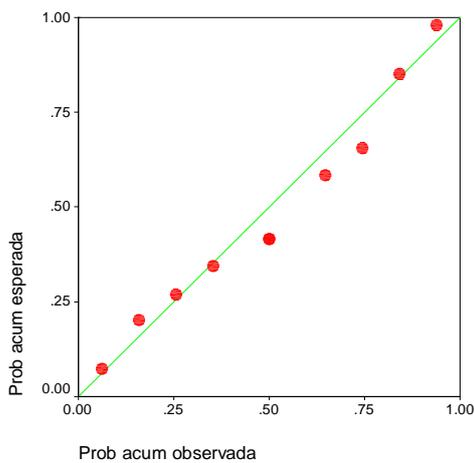
Diagramas P-P

Diagramas Q-Q

Grupo 1



Grupo 2



Grupo 3

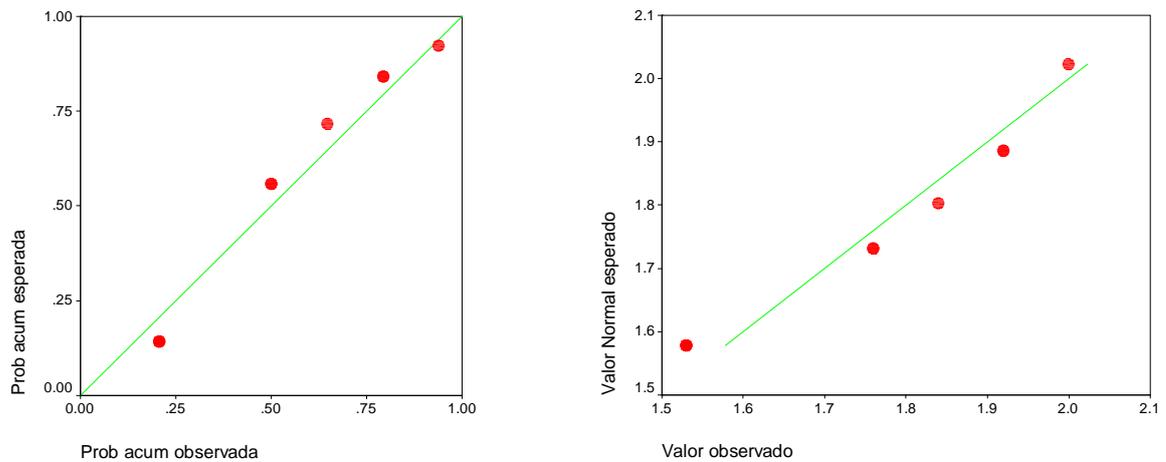


Grafico 1. Diagramas P-P y Q-Q de distribución normal para el grupo 1, 2 y 3.

Según los diagramas, se podría afirmar que los datos cumplen con el ajuste a la distribución normal. Para confirmar esto, se realizó la prueba de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov (tabla 10), la cual es una prueba no paramétrica porque su distribución no puede ser definida a priori (predecible). La utilización de este análisis estadístico se hizo recomendable, ya que no se podía asumir que los datos se ajustaban a una distribución conocida, en donde la hipótesis nula se refiere a que los datos se ajustan a una ley normal, mientras que la hipótesis alternativa se refiere a que los datos no se ajustan a dicha distribución normal debido a que son mayores a una significancia de 0,05 correspondiente al 5 % de confianza.

Tabla 9. Estadísticos descriptivos según la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Grupo	Dientes	Media	Desviación típica	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo	Valor p para prueba de normalidad
				Límite inferior	Límite superior			
1	10	1.3350	0.45194	1.0117	1.6583	0.46	2.00	0.893
2	10	1.6100	0.37265	1.3434	1.8766	1.07	2.38	0.884
3	10	1.7320	0.18826	1.5973	1.8667	1.53	2.00	0.517
Total	30	1.5590	0.38210	1.4163	1.7017	0.46	2.38	

Luego del análisis correspondiente, se confirmó que los datos del grupo 1, 2, y 3 pueden ser considerados como distribuidos normalmente y se rechaza la hipótesis alternativa, ya que los valores p para la prueba de normalidad se encuentran todos por encima de 0,05.

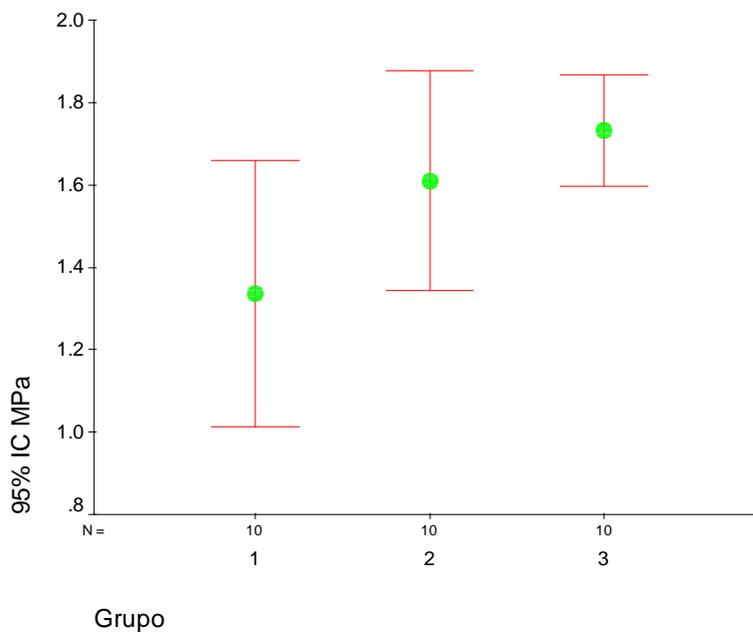


Gráfico 2. Promedio en MPa de los intervalos de confianza al 95%.

Al comparar los intervalos de confianza (I.C) al 95% (grafico 2), se puede notar que los datos entre el límite inferior y superior de cada grupo, con sus medias en MPa podrían no mostrar diferencias significativas entre sí, es decir, que son simétricos, ya que el punto central de cada caja correspondiente a la media se encuentran cercanos entre sí. Se observa también cierta tendencia a que según el grupo el valor promedio en MPa es mayor, en donde los datos del grupo 3 y 2, poseen valores promedio más altos que los del grupo 1.

El siguiente paso para poder aplicar el ANOVA, es verificar que los grupos sean homogéneos, para lo cual se realiza una prueba F del coeficiente máximo de igualdad de varianzas (tabla 10), donde la hipótesis es nula H0 si los datos de los grupos poseen igual varianza.

Tabla 10. Prueba F para varianzas entre dos muestras.

Grupos de comparación	Valor p de significancia
1 – 2	0.28731645
1 – 3	0.00777263
2 – 3	0.02715812

Una vez interpretados los resultados de la prueba F de varianzas, se comprobó que existe heterogeneidad. Comprobándose la hipótesis alternativa según el 0,05 de significancia el cual refiere que las varianzas son diferentes, es decir que falta normalidad entre los grupos, por lo cual no sería posible aplicar la técnica ANOVA para comparar los grupos, ya que la varianza del Grupo 3 sería diferente (menor) a la varianza de los otros grupos.

Para salvar este impase, se procede a una comparación de las distribuciones de las densidades estimadas con al análisis de Kernel Gausseano (gráfico 3). Éste es un método de estimación consistente no paramétrico definido con la siguiente fórmula⁴⁵:

$$K(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{1}{2} z^2\right)$$

Ilustración 50. Fórmula del análisis de Kernel Gausseano ⁴⁵.

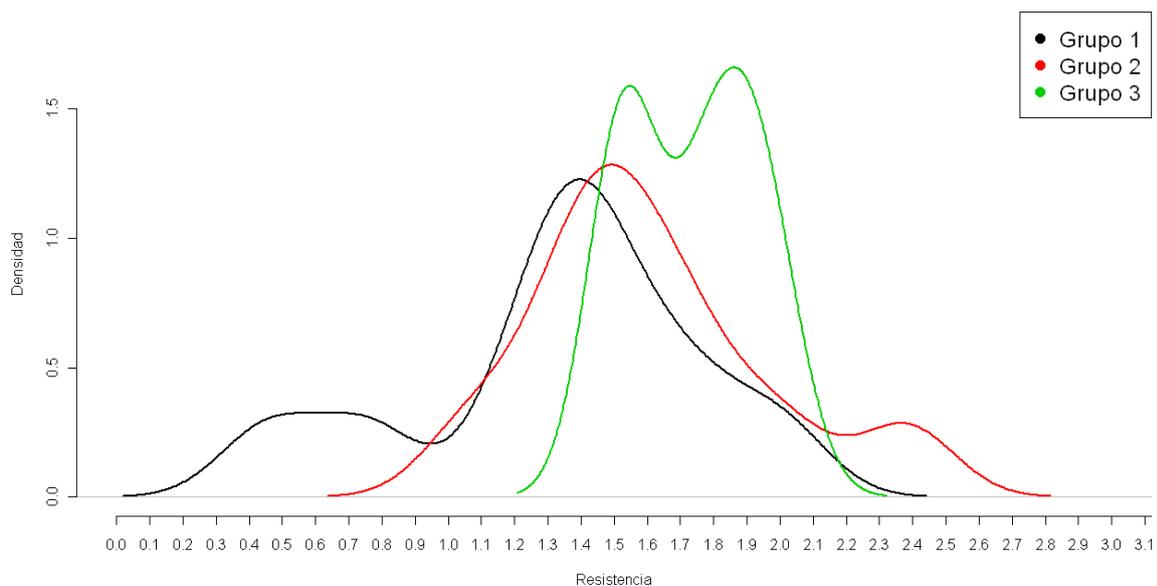


Gráfico 3. Comparación de la distribución de datos con Kernel Gausseano.

En esta gráfica (gráfico 3) de las densidades estimadas se demuestra como el grupo 1 y 2 poseen varianzas similares, pero el grupo 3 tendría una menor varianza o datos más homogéneos, debido a que posee una campana más estrecha.

Al haber comprobado anteriormente (tabla 9), que los datos si se encuentran con una distribución normal, se requiere determinar cuál es dicha distribución y para

ello utilizamos la estimación por máxima verosimilitud representada en los siguientes valores (tabla 11).

Tabla 11. Estimadores de máxima verosimilitud de los parámetros de la distribución normal.

Grupo	Media ($\hat{\mu}$)	Desviación estándar ($\hat{\sigma}$)
1	1.3350062	0.4287652
2	1.6099852	0.3535348
3	1.7320023	0.1786045

Fuente propia

Los resultados obtenidos arrojan que:

- El grupo 3 tiene un esfuerzo promedio de 1,73 MPa, siendo este el grupo con mayor resistencia a la tracción, seguido del grupo 2 que se presenta con un valor promedio de 1,6 MPa y por último el grupo que menor resistencia a la tracción que se reportó fue el grupo 1 con un valor de 1,33 MPa.
- En cuanto a la desviación estándar el grupo con mayor varianza fue el grupo 1 y el de menor varianza o comportamiento más homogéneo fue el grupo 3.

Al graficar estos datos se muestran similares resultados a la gráfica de densidad estimada con Kernel Gausseano (gráfica 3), en la cual al comparar los grupos de estudio entre sí, el grupo 3 establece menor varianza que el grupo 1 y 2.

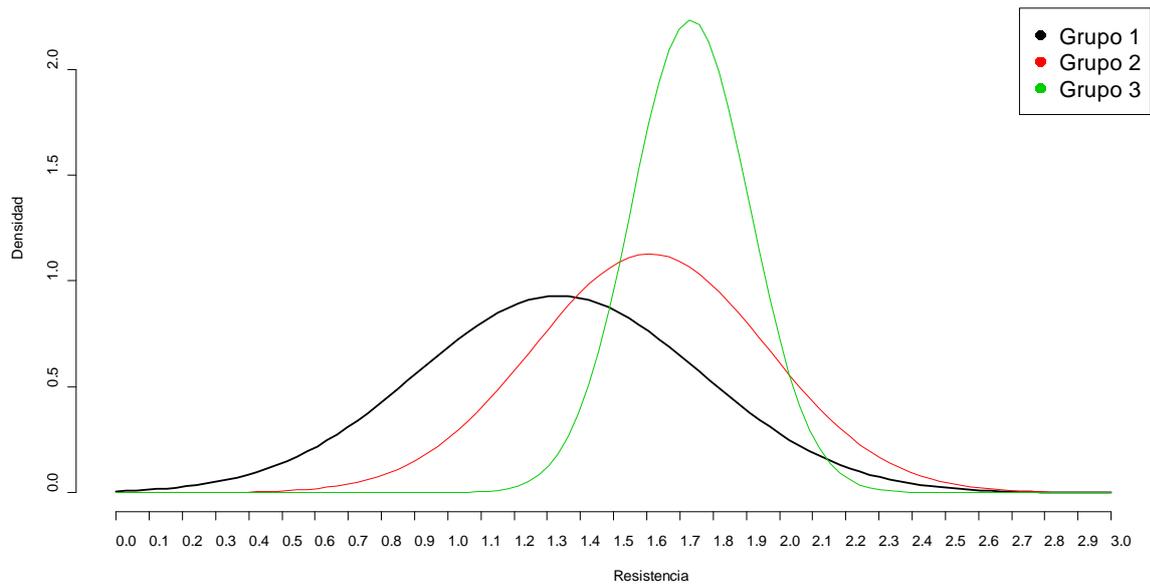


Gráfico 4. Estimadores de máxima verosimilitud de los parámetros de la distribución normal

Dado que el realizar un intervalo de confianza para la media no basta para comparar los grupos (por la diferencia de varianzas), se presenta a continuación los contornos de 15% de verosimilitud (95% de confianza) para la media y desviación estándar:

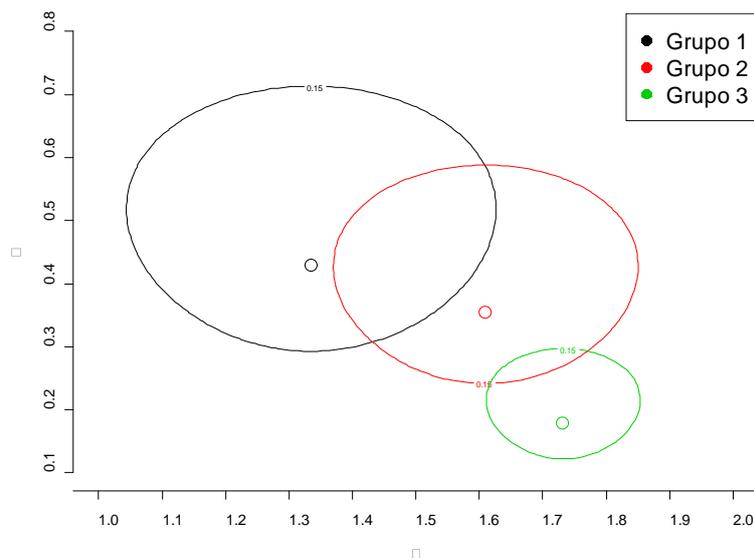


Gráfico 5. Contornos 15% de verosimilitud (95% de confianza) para los parámetros de distribución normal.

Estos resultados muestran que si bien los contornos mantienen un traslape, estos no son tan fuertes, de hecho los estimadores de máxima verosimilitud de media y varianza de cada grupo no caen dentro de la misma zona de traslape. El traslape entre el grupo 1 y 2, es mayor por lo tanto existen menos diferencias entre ellos, mientras que el grupo 3 posee menos traslape con el grupo 1 y 2, haciéndolo más diferente al resto.

Para identificar el sentido de las diferencias, se procede a estimar las distribuciones de cada grupo y se hace uso del principio de desigualdad estocástica: Si X y Y son variables aleatorias, $X < Y$ si y solo si $F(X) > F(Y)$. Para este caso se tiene las siguientes relaciones:

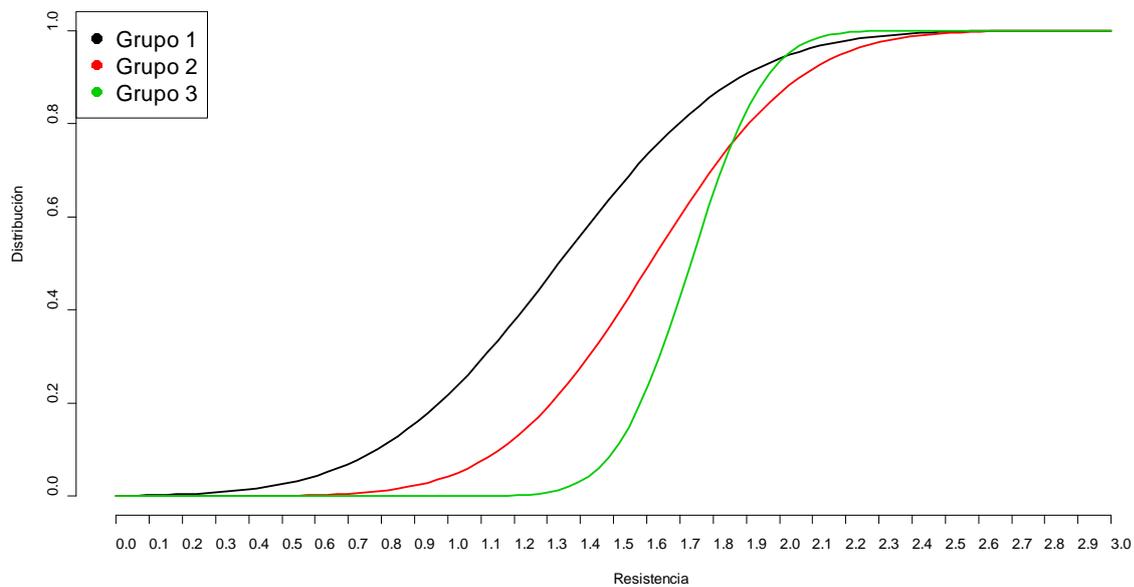
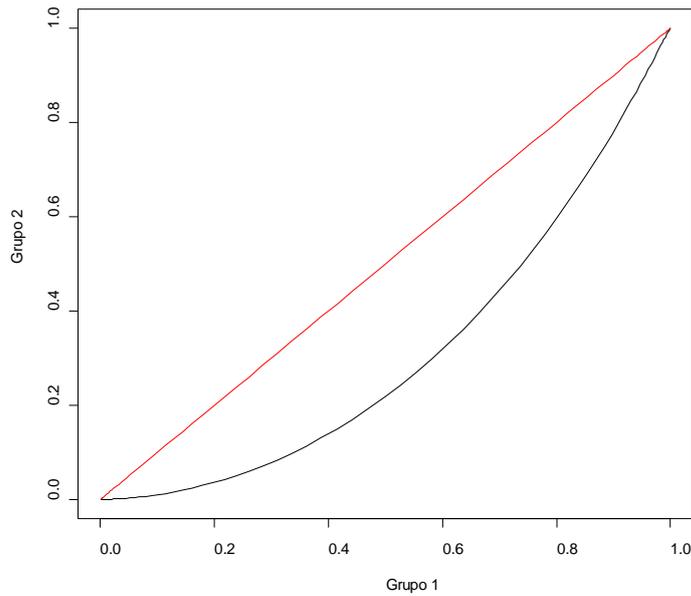


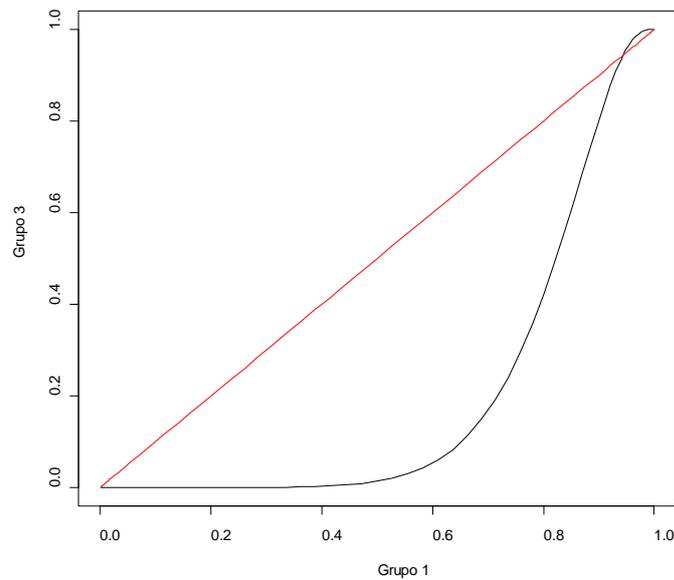
Gráfico 6. Distribuciones estimadas.

Se notaría entonces que el grupo 1 tiene menor resistencia estocástica que el grupo 2 y hasta cierto punto también menor al grupo 3. El grupo 2 tendría cierta tendencia a tener una menor resistencia estocástica al grupo 3, pero para resistencia extremas, los grupos 2 y 3 serían similares.

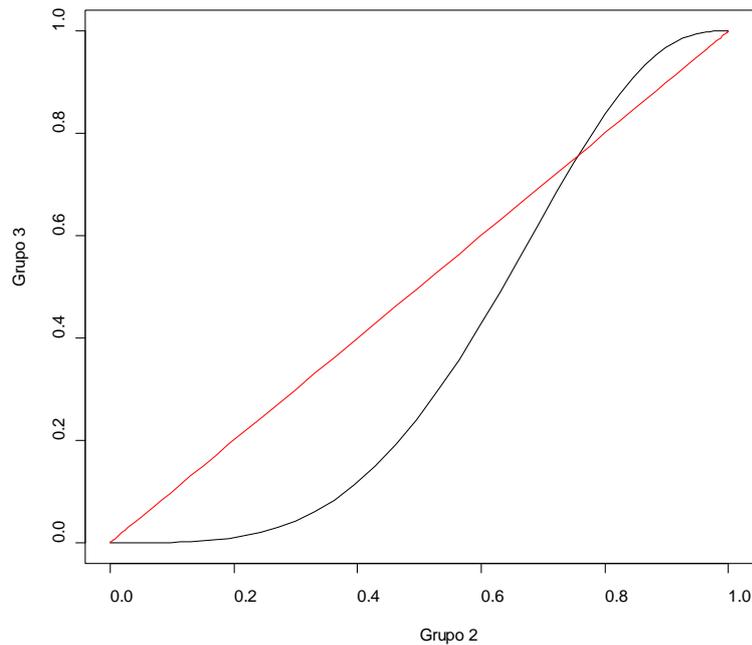
Estos resultados se confirman con las curvas ROC (Receiver Operating Characteristic) asociadas. Las curvas ROC se utilizaron para determinar la representación de verdaderos positivos frente a la razón de falsos positivos, comparando dos grupos al mismo tiempo.



A)



B)



C)

Grafico 7. A) Comparación con curvas ROC del grupo 1 y 2, B) Comparación con curvas ROC del grupo 1 y 3, C) Comparación con curvas ROC del grupo 2 y 3.

Luego de analizar los gráficos 7, 8 y 9, podemos concluir que:

- Los datos de G2 y G3 son mayores en MPa en cuanto a la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos que los datos de G1, por lo que posee probabilidades más pequeñas de fracasar.
- Los datos de G3 son mayores en Mpa que los datos de G 2 en cuanto a la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos, por lo que posee probabilidades más pequeñas de fracasar.
- Es decir que la mayor resistencia a la tracción de brackets ortodónticos medida en MPa fue encontrada en el grupo 3, seguida del grupo 2 y por último la del grupo 1 ($G3 > G2 > G1$). Aunque no hubo diferencias significativas entre las tres muestras, el que mayores resultados de resistencia a la tracción arrojó fue el grupo 3, ubicándolo como la mejor opción para utilizar.

Al analizar la tabla correspondiente a las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido (Ilustración 45, 46 y 47) y su respectivo gráfico (gráfico 8), se puede demostrar que no existen diferencias significativas entre ambos observadores, es decir que, ambos visualizaron el mismo tipo de grabado en cada muestra. El patrón de grabado encontrado en la mayoría de las muestras, específicamente en el grupo 2.1, 2.2, 3.1 y 3.2 (tabla 7), fue el correspondiente al tipo 1 descrito en la tabla de valores (tabla 2). Sólo en el grupo 1, ambos observadores hallaron un patrón de grabado tipo 3.

Por otro lado, ambos observadores encontraron que en el grupo 2.2 se distribuían patrones de grabado tipo 1 y 2, al igual que en el grupo 3.1. Sin embargo en el grupo 3.2 se encontraron patrones tipo 1 y 3.

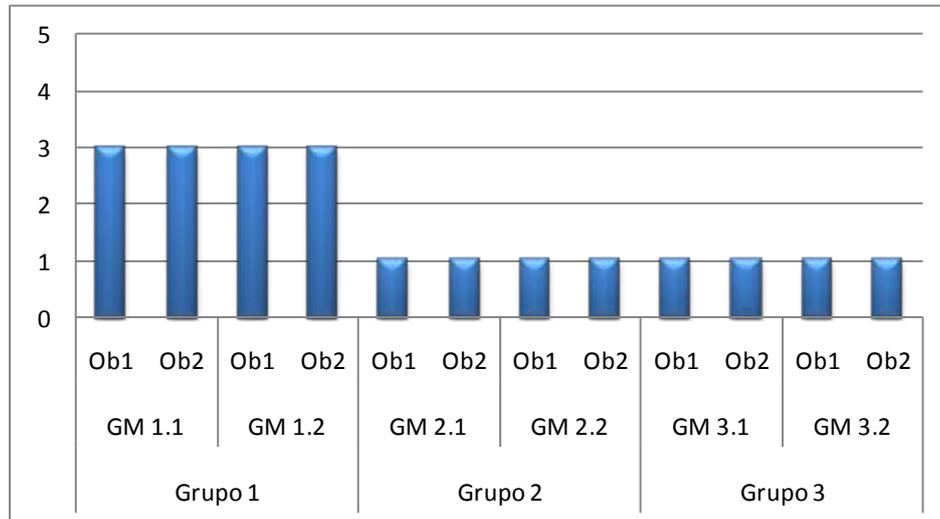


Grafico 8. Comparación de los datos obtenidos al MEB de las muestras seleccionadas aleatoriamente del grupo 1, 2, y 3.

8 DISCUSIÓN

El propósito del presente estudio fue evaluar la resistencia a la tracción de brackets ortodónticos después del grabado del esmalte con ácido fosfórico, con láser Er,Cr:YSGG y la combinación de láser Er,Cr:YSGG más ácido fosfórico, determinar cuál de los protocolos de grabado del esmalte analizados ofrece mejores valores de tracción y observar en el microscopio de barrido electrónico el patrón de grabado en la superficie del esmalte, luego de la aplicación de los diferentes tratamientos expuestos para esta investigación.

Hoy en día luego de múltiples trabajos, investigadores como Basaran (2007) ⁵, Dostálová (2006) ¹⁴, Üsümez (2002) ⁵² y otros investigadores, aseguran que el procedimiento de preparación del esmalte, mediante el grabado láser es uno de los más eficaces para aumentar la fuerza de adhesión de los brackets al esmalte dental, generando un patrón de grabado y resultados adecuados en cuanto a la resistencia adhesiva, lo cual se corrobora con los resultados obtenidos en este estudio. Donde se observó que no es necesario el tratamiento del esmalte dental con sólo la aplicación de ácido fosfórico al 37%, para conseguir una adecuada resistencia a la tracción de brackets ortodónticos como se ha venido haciendo desde los estudios de Buonocore (1955) ^{5,39} y la aparición de los brackets adhesivos, si no que con sólo la aplicación del láser Er,Cr:YSGG sobre el esmalte dental se pueden conseguir valores en MPa de resistencia a la tracción más elevados que los conseguidos por el ácido fosfórico, con un patrón de grabado tipo 1 el cual garantiza la estructura del esmalte dental. Dichos valores son aumentados aún más si se fortifica la aplicación del láser con la del ácido fosfórico sobre la misma superficie.

Basaran y colaboradores en 2007 ⁵, reportan que después de la irradiación con laser del esmalte ocurren cambios físicos tales como la fusión y recristalización del esmalte. Microscópicamente observaron numerosos poros y burbujas similares al patrón de grabado tipo 1 propuesta por Silverstone y colaboradores en 1975^{16,18,31,38,49}, por lo que permite ser valorado como un método viable para grabar el esmalte dental, ya que se obtiene un patrón de grabado ideal ^{5,53}, con una resistencia a la tracción de brackets ortodóncicos similar a la producida por el ácido fosfórico ²⁸ y un ahorro de tiempo de sillón del paciente en el consultorio durante la cita ortodóncica en el momento de cementar una boca completa de un primer molar hasta el diente contralateral con brackets de 5 a 10 minutos y menor riesgo de contaminación salival⁴⁰. Estos resultados se acercan y son comparables a los obtenidos en nuestra investigación pudiendo corroborar dichas características, tales como un patrón de grabado tipo I en el esmalte dental luego de ser sometido al grabado con laser Er,Cr:YSSG y una resistencia a la tracción de brackets sin diferencias estadísticamente significativas entre la preparación del esmalte con el ácido fosfórico (1,6 MPa ± 0,35) y con el laser (1,33 MPa ± 0,42) aunque se reportaron valores mayores en este grupo, los cuales fueron superados por los obtenidos en el grupo 3 el cual utilizó ambas técnicas de preparación del esmalte dental.

Según Francischetti en 2002 ¹⁷, este ahorro de tiempo del sillón se traduce en una experiencia beneficiosa para los pacientes, porque, además de reducir el nivel de ansiedad presente en la consulta odontológica causado por el ruido que genera la turbina al momento de eliminar el adhesivo remanente en el diente por brackets caídos, también se ha encontrado que no produce traumas mecánicos ya que existe un alto porcentaje de éxito comprobado en diversas investigaciones realizadas, no produce traumas psicológicos y genera cierto confort al paciente al sentir que se le

está tratando con tecnología de vanguardia, conllevando a pensar que su médico se encuentra actualizado con las últimas técnicas, lo cual puede ser usado por parte del profesional como una herramienta ética de marketing para aumentar la afluencia de pacientes en su consulta ¹².

Diversos estudios ^{5,40} revelan que el patrón de grabado tipo 3 propuesto por Silverstone y colaboradores en 1975 ^{16,18,31,38,49}, es el que se encuentra en las superficies de esmalte dental sometidas al grabado con ácido fosfórico al 37%, lo cual es corroborado en nuestra investigación, en la que también encontramos el mismo tipo de patrón (tipo III) en el grupo 1 y en algunas áreas del grupo 3.2, es decir que se corrobora lo establecido por Galil (1979)¹⁸, que es posible encontrar más de un patrón de grabado sobre el esmalte tratado. El patrón de grabado tipo 3 permite la disolución de los cristales de hidroxiapatita generando que se produzcan tags de resina lo que conlleva a una adecuada retención mecánica.

Perdigão y colaboradores en 1997 ³⁹ y Hobson y McCabe en 2002 ³⁹ no mostraron una correlación entre los mejores o peores patrones de grabado y la resistencia a la tracción de materiales al esmalte dental, es decir, que altos niveles de resistencia de unión no depende de un patrón de grabado ideal. Por otra parte investigadores como Legler y colaboradores en 1989 ³⁰ - 1990 ²⁹, Nakabayashi – Pashley en 1998 ³⁹, reportaron que había una relación entre la profundidad de penetración de la resina y las fuerzas de resistencia a la tracción en el esmalte, siendo mala si los tags de resina no penetran lo suficiente el esmalte tratado, es decir, que es más importante la exposición de los cristales del esmalte que la creación de un patrón ideal. De tal forma en nuestra observación al microscopio electrónico de barrido quisimos demostrar que la aplicación del laser sobre el esmalte produce

patrones de grabado aceptables lo contrario a lo predicado por muchos investigadores ^{5,40}.

Maijer and Smith en 1986 ⁵², demostraron que una resistencia a la tracción de 8 Mpa es la más adecuada durante la práctica ortodóncica. Según los datos de nuestro estudio se obtuvieron valores menores a los anteriormente reportados ubicando las muestras sometidas a la aplicación de ácido fosfórico en el esmalte con una media de 1,33 MPa, las de aplicación laser con 1,66 y las de combinación de ambas técnicas con 1,73 MPa, esto se debió a que la distancia entre la ligadura que sostenía el pedestal en el cual se encontraba sumergido el diente a examinar y la ligadura que abrazaba el brackets era bastante pequeña, lo que hacía que se cumpliera la regla física de que: al hacer palanca de un cuerpo sobre otro, a menor distancia se requiere menor fuerza, por lo cual dichos datos de resistencia a la tracción encontrados en los diferentes estudios revisados dependen de las condiciones de tracción a las cuales fueron sometidas las muestras.

Hossain y colaboradores en 1999 ²⁵ establecen que el laser Er, Cr: YSGG, al utilizar un sistema de haz pulsátil, una fibra de vidrio y una punta de zafiro en conjunto con un chorro de aire y vapor, es altamente efectivo tanto para la cirugía de tejidos blandos como para el corte de esmalte, dentina y hueso; produciendo una alteración de la superficie del esmalte con microirregularidades de la dentina ⁴⁰, ausencia de capa de desechos, aumento de la relación calcio fosforo, reduce la relación carbono fosfato, lo que conduce a una inhibición de la caries dental y por lo tanto sea una buena opción para el tratamiento del esmalte en ortodoncia debido a que los microespacios formados atrapan iones libres ⁵², a fin de producir una reducción en la aparición de manchas blanquecinas consecuencia de un proceso de descalcificación común durante los tratamientos de ortodoncia. Esto coincide con las fotografías de las

muestras observadas al microscopio electrónico, en las cuales se evidenciaban los prismas del esmalte abiertos sin capa de desecho alguno que los obstruyera.

Según los resultados, obtenidos por Di Stefano en 2004 ¹³, en su estudio sobre el láser Er:YAG como alternativa en la práctica odontológica operatoria, se observó que no es necesario el grabado con ácido fosfórico al 35% en las preparaciones cavitarias las cuales posteriormente se rehabilitaron con composite y se demostró que luego de ocho meses posterior al estudio clínico las mismas se encontraban intactas. Esta resistencia a la tracción es igual de positiva a la encontrada en nuestra investigación y se debe al grabado mecánico que logra el láser de Er:YAG sobre la superficie, dejando irregularidades y cráteres de una profundidad ⁴⁰, como los vistos en las fotografías del microscopio electrónico de barrido de las muestras seleccionadas en la presente investigación.

9. CONCLUSIÓN

- El grabado del esmalte dental mediante el uso del láser Er,Cr:YSSG con una potencia de 1,5 W, produce una resistencia a la tracción mayor que la producida por el grabado con ácido fosfórico al 37% por 15 seg.
- El grabado del esmalte dental mediante el uso del láser Er,Cr:YSSG con una potencia de 1,5 W más la aplicación de ácido fosfórico al 37% por 15 seg, produce una resistencia a la tracción mayor que con la aplicación individual de ambos mecanismos.
- Los resultados de este estudio de resistencia a la tracción entre los diferentes métodos de tratamiento del esmalte dental no arrojaron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos.
- El grabado con ácido fosfórico mostró los valores de resistencia a la tracción de brackets más bajos, aunque no hubo diferencia estadística.
- El grabado del esmalte dental mediante el uso del láser Er,Cr:YSSG, puede ser considerado como un método alternativo viable para el proceso de grabado en ortodoncia, porque produce resistencia a la tracción igual a la generada con la aplicación del ácido, porque utiliza menos tiempo de sillón, porque produce un aspecto satisfactorio de condicionamiento del esmalte visto al MEB y porque tiene potencial anticariogénico evitando que aparezcan zonas de descalcificación alrededor del bracket.
- Los grupos 2 y 3 al observarse al MEB presentan patrones de grabado tipo 1, el cual es el ideal para la conservación del esmalte.
- Los valores de las pruebas de tracción obtenidas en esta investigación no son aplicables totalmente a la práctica clínica porque se utilizaron fuerzas

de tracción puras y no combinadas como las que se encuentran en la cavidad bucal.

- La hipótesis establecida en este estudio se corrobora con los resultados obtenidos.

10. RECOMENDACIONES

- Debe continuarse investigando en base a los resultados obtenidos, con otras muestras que permitan ampliar, comparar y corroborar nuestros resultados.
- Es importante conocer y estar al día con los materiales y equipos utilizados en la práctica diaria, de manera de proporcionar al pacientes técnicas innovadores que faciliten los tratamientos.
- Los sistemas de láser se han hecho más comunes en la odontología en los últimos años y su introducción en la ortodoncia genera una máxima conservación de la estructura dentaria, menor riesgo a caries, menor tiempo sillón, retención de brackets comparable a otras técnicas y garantiza el uso de tecnología de vanguardia.
- El láser Er,Cr:YSGG puede usarse en otros procedimientos además de el grabado para ortodoncia, lo que justificaría el costo de adquisición del aparato por parte del profesional.

11. BIBLIOGRAFÍA

1. Alava M. evaluación de la interfase de adhesión-cohesión entre postes de fibra d vidrio cementado dual y dentina previa irrigación con 2 sustancias resistentes. Tesis de especialidad en Rehabilitación Oral. Universidad San Francisco de Quito. 2009, p.p 52-69.
2. Amano Y. J. Introducción a la Microscopía Electrónica. Principios y aplicaciones. Instituto Nacional de Higiene y medicina Tropical “Leopoldo Izquieta Perez”. 2004. Guayaquil.Ecuador, p.p 14.
3. Anusavice K. J. Ciencia de los Materiales dentales de Phillips. 11ava edición. Editorial McGraw-Hill Interamericana. 2004, México-D.F.
4. Bachs L, Cuesta J, Carles N. Aplicaciones industriales del láser. Editorial Marcombo. 1988, Barcelona-España.
5. Basaran G, Özer T, Berk N, Hamamcı O. Etching enamel for orthodontics with an Erbium, Chromium: Ytrium-Scandium-Gallium-Garnet laser system. Angle Orthodontist. 2007; 77:117-23.
6. Barrancos M. Operatoria Dental. 3era edición. Editorial Médica Panamericana, 2000. Argentina-Buenos Aires, p.p 219-23.
7. Buonocore M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955; 34: 849-53.
8. Canut JA. Ortodoncia clínica y terapéutica. Segunda edición. Editorial Másson. 2000. Barcelona – España, p.p 353-363.
9. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995;108:274-7.

10. Chiterer G. Normas de Seguridad en Láseres. Revista odontológica de Especialidades. Miembro fundador de la AALO. Disponible en: http://www.infomed.es/selo/articulos_9.htm
11. Clínica dental DentaLaser. Disponible en: <http://www.dentalaser.com.ec/espanol.html>
12. Convissar R. Láseres y amplificación de la luz en odontología. Clínicas odontológicas de Norteamérica. Editorial McGraw-Hill Interamericana. 2000; 44:979-1028.
13. Di Stefano R. El láser Er:YAG como alternativa en la práctica odontológica operatoria. Acta Odontológica Venezolana. 2004; 42: 72-80.
14. Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S. Er:YAG laser etching of enamel. Scanning Microscopy. 1998; 12: 309-15.
15. Ferraris M. E. Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental. 3era edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid-España. 2008;292-330.
16. Flores C, Martínez J, Palma M, Yáñez J. Análisis del grabado dental utilizando el microscopio metalográfico y el software analysis. Inf Tecnol.[online]. 2009; 20:13-18.
17. Francischetti M. Utilización del Láser de Erblio en Operatoria dental. Disponible en: <http://www.aalo.com.ar>.
18. Galil K. A, Wright G. Z. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. Pediatric dentistry. 1979; 1:230-34.
19. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120:64-67.
20. Geneser F. Histología. 3era edición. Editorial Médica Panamericana. 2000. Argentina-Buenos Aires, p.p 476-81.

21. Gonzales C, Zakariasen K, Barrón J, Buerschen G. Análisis de esmalte grabado con ácido fosfórico y esmalte grabado con energía láser CO₂ usando la técnica de fluorescencia láser. *Revista ADM*. 1996; 53:145-48.
22. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW. *Ortodoncia. Principios y técnicas actuales*. Cuarta edición. Editorial Elsevier Mosby. 2006; 579-620.
23. Gutknecht N, Apel Ch, Carlsburg S, Lampert F. Fuerza de adhesión del composite en el esmalte tratado con el láser Er:YAG, Láser Er,Cr:YSGG y grabado ácido. *Revista Odontológica de Especialidades*. Disponible en: http://www.infomed.es/selo/articulos_10.htm
24. Hilbeler R. *Ingeniería Mecánica Estática*. 7ma edición. Editorial Pearson educación. 1996. N-México. P.p 6-9.
25. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological study. *J Clin Laser Med Surg*. 1999(b);17:155–61.
26. Kim J. H, Kwon O. W, Kim H, Kwon Y. H. Acid resistance of Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. *Angle Orthodontist*. 2006; 76:1052-56.
27. Koechner W. *Solid – state laser engineering*. Third edition. Springer-Verlag. 1992, New York, p.p 1-76.
28. Lee B. S, Hsieh T. T, Lee Y. L, Lan W. H, Hsu Y. J, Wen P. H, Lin C. P. Bond strengths of orthodontic bracket after acid etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment of enamel surface. *Angle Orthod*. 2003;73:565–70.
29. Legler L. R, Retief D. H, Bradley E. L. effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98:154-60.

30. Legler L. R, Retief D. H, Bradley E. L, Sadowsky P. L. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989; 96:485-92.
31. López L. L. Evaluación in vitro de la resistencia a fuerzas de tracción de brackets metálicos cementados con resina de fotocurado sobre diferentes superficies de materiales de restauración. Tesis de Especialista en Ortodoncia. Universidad San Francisco de Quito, Ecuador-Quito, 2009. p.p 21-34.
32. Maggioni M, Attanasio T, Scarpelli F. Láser en Odontología. Editorial Amolca. 2010. P.p 1-161.
33. Manual de instrucciones de uso del Kit Illuminate™ Light Cure (LC) Adhesive with Fluoride. Ortho Organizers-USA. Disponible online: <http://www.orthoorganizers.com/orthodontic-cements#5>.
34. Manual del Láser de Er, Cr:YSGG (Waterlase, Biolase, Germany). Disponible online: <http://www.biolase.com/waterlasedentistry/Waterlase%20MD%20All-tissue%20YSGG%20Laser.pdf>
35. Massart D. L, Vandeginste B. G, Buydens L. M, De Jong S, Lewi P. J. Handbook of chemometrics and qualimetrics: part A. Editorial Elsevier Science. 1997. Amsterdam-Holanda. 31:87-96.
36. Natera A. E, Uzcátegui G M. Usos del rayo láser de Erbium:YAG (Er:YAG) en odontología restauradora. II parte. Acta Odontológica Venezolana. 2002; 40:2
37. Natera A. E. Usos del rayo láser en odontología restauradora. Primera parte: aspectos generales, clasificación, interrelación con los tejidos vivos y precauciones de uso. Rev Científica Fórmula odontológica. 2006; 4.

38. Nicolás A. I. Estudio in vitro del efecto de diferentes métodos de acondicionamiento del esmalte en el recementado de brackets. Tesis doctoral en Ortodoncia. Universidad de Murcia. España-Murcia. 2010.p.p 47-53.
39. Orellana M, Nelson A, Carey J, Heo G, Boychuk D, Major P. Surface analysis of etched molar enamel by gas adsorption. J Dent Res 2008; 87(6):532-536.
40. Özer T, Basaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134:193-97.
41. Proffit W. Ortodoncia contemporánea. 4ta edición. Editorial Elsevier Mosby. 2008. Barcelona-España. p.p 414-430.
42. Retief D. H. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. J Dent Res. 1973; 52:333-41.
43. Revilla V, Aranabat J, España A, Gay C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSSG en odontología. RECOE. 2004; 9:551-62.
44. Sadowsky P. L, Retief D. H, Cox P. R, Hernández R, Rape W. G, Bradley E. L. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: An in vivo study. Am J Ortho Dentofac Orthop. 1990; 98:417-21.
45. Sánchez L. G, Osorio G, Suarez J. Introducción a kernel ACP y otros métodos espectrales aplicados al aprendizaje no supervisado. Revista Colombiana de Estadística. 2008; 31: 19-40.
46. Sasaki L. H, Lobo P. D, Moriyama Y, Watanabe L. S, VillaVerde A. B, Tanak C, Moriyama E. H, Brugnera A. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: A comparative Study in vitro. Braz Dent J. 2008; 19:57-61.
47. Serway R. Física Tomo I.4ta edición. Editorial McGraw-Hill. 1997. D.F-México. P.p 28.

48. Shinohara M, Oliveira M, Hipólito V, Giannini M, Goes M. SEM analysis of the acid-etched enamel patterns promoted by acidic monomers and phosphoric acids. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(6):427-35.
49. Silverstone L. M, Saxton C. A, Dogon I. L, Fejerskov O. Variation in pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 1975; 9:373-87.
50. Skidmore K, Brook K, Thomson M, Harding W. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129:230-38.
51. Thomas B. W, Hook C. R, Praughn R. A. Laser-aided degradation of composite resin. *Angle Orthodontist.* 1996; 66:281-86.
52. Üsümez S, Orthan M, Üsümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 22:649-56.
53. Von Fraunhofer J. A, Allen D. J, Orbell G. M. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthodontist.* 1993; 63:73-76.

12. ANEXO