

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Posgrados

Estudio in vitro sobre la fuerza de adhesión y resistencia a la tracción de brackets metálicos cementados sobre porcelana mediante dos protocolos de adhesión

Luisana Nataly Luzuriaga Cevallos

Eduardo Acevedo, Dr., Director de Tesis

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

Quito, abril de 2015

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Posgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

Estudio in vitro sobre la fuerza de adhesión y resistencia a la tracción de brackets metálicos cementados sobre porcelana mediante dos protocolos de adhesión

Luisana Nataly Luzuriaga Cevallos

Eduardo Acevedo, Dr.
Director de tesis

Diego Carrillo, Dr.
Miembro del Comité de Tesis

Carolina Dueñas, Dra.
Miembro del Comité de Tesis

María Dolores Villacres, Dra.
Miembro del Comité de Tesis

Gerson Cabezas, Dr.
Director del Posgrado de Ortodoncia

Fernando Sandoval, Dr.
Decano de la Escuela de Odontología

Victor Viteri Breedy, Ph. D.
Decano del Colegio de Posgrados

Quito, abril de 2015

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído la Política de Propiedad Intelectual de la Universidad San Francisco de Quito y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo de investigación quedan sujetos a lo dispuesto en la Política.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma: _____

Nombre: Luisana Luzuriaga Cevallos

C. I.: 1103962286

Fecha: Quito, abril de 2015

DEDICATORIA

A ti, Sonia Ludeña, por enseñarme el significado de responsabilidad, sacrificio y entrega, por sembrar en mí el amor a Dios, quien todo lo puede, por el amor que nos unió y unirá siempre.

AGRADECIMIENTOS

A partir de tu amor soy lo que soy, tu infinita bondad y misericordia han hecho que pueda concluir con este logro y etapa en mi vida, gracias Dios mío por todo y por tanto.

Gracias Virgen del Cisne por ser la madre bondadosa que ha permitido hacer de este sueño una realidad.

Gracias amados padres por su apoyo, por enseñarme con su ejemplo de vida que todo logro es en base al sacrificio y que no hay nada más satisfactorio y gratificante que cumplir mis metas.

Gracias esposo por la paciencia, aliento y ayuda cuando sentía que las fuerzas se agotaban en este largo andar.

Gracias a mis hermanos por soportar y entender mis ausencias, por ser los amigos sinceros que me aman incondicionalmente.

Un infinito agradecimiento a mi tutor de tesis, profesor y amigo Dr. Eduardo Acevedo por creer en mí, por su desinteresada enseñanza, por su don de gente y por los consejos siempre acertados que me ayudaron a concluir mi especialidad.

Gracias Dr. Gerson Cabezas por la oportunidad brindada y sobre todo por guiarme con su sabiduría.

Mi eterna gratitud a todos los docentes del postgrado de Ortodoncia por su tiempo y entrega incondicional: Dra. María Dolores Villacrest, Dra. Lucía Mesías, Dra. Carolina Dueñas, Dr. Carlos Meneses, Dr. Diego Carrillo, Dra. Cristina Oliveira, Dr. Fernando Sandoval y Dr. Mauricio Tinajero; y a todos quienes forman parte de la facultad de Odontología de la Universidad San Francisco de Quito.

RESUMEN

En la actualidad los odontólogos realizan gran parte de los tratamientos restaurativos y estéticos con porcelanas feldespáticas por la variedad de bondades que brindan éstas; es por esto que a la consulta Ortodóncica acuden pacientes adultos que ya han recibido tratamientos de rehabilitación previos, lo que representa un reto para el Ortodoncista: lograr una adecuada adhesión de brackets sobre dichas porcelanas para la fluidez del tratamiento de Ortodoncia.

El presente estudio tiene como finalidad comparar dos protocolos de adhesión de brackets metálicos sobre coronas de porcelanas para de esta manera sugerir un protocolo en la clínica del postgrado de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito, que garantice una adecuada adhesión para la facilidad de los tratamientos.

Para lograr dicho objetivo se midió la resistencia a la tracción de 80 coronas de porcelana, y se separará la muestra en dos grupos de 40. El protocolo de adhesión variará en cuanto al retiro del glaseado de la porcelana mediante dos procedimientos uno mediante arenado con óxido de aluminio de 50 micras u otro con el uso de una fresa troncocónica de grano fino, para con esto comparar y determinar, qué protocolo aumenta la resistencia de tracción de los brackets metálicos cementados sobre coronas de porcelana.

Palabras clave: Adhesión, cementación, porcelana, brackets metálicos.

ABSTRACT

Nowdays, odontologists make a big part of the restorative an esthetic treatments with feldespathic porcelain due to the kindly benefits it provide; because of that, adult patients who have already received previous rehabilitation treatments look up for orthodontic consultation which represents a challenge for the orthodontist: to achieve an adequate bracket bonding on these porcelain for the efectivity of orthodontic treatment.

The present study aims the comparison of two metallic brackets adhesion protocols on porcelain crowns in order to suggest it in the San Francisco de Quito's University orthodontics postgrade clinic, which ensures an adequate adhesion to facilitate the treatments.

To achieve the objective the traction resistance of 80 porcelain crowns will be measured, and the sample will be divided into two 40 groups. The adhesion protocol will vary in two methods of glaze removing technique, to compare and determine which one increases the metallic brace's traction resistance cemented on porcelain crowns.

TABLA DE CONTENIDO

Resumen.....	3
Abstract.....	4
1.INTRODUCCIÓN.....	12
OBJETIVO GENERAL.....	14
2.1 Objetivo Específico.....	4
3. HIPÓTESIS.....	15
4. MARCO TEÓRICO.....	16
4.1 Adhesión.....	16
4.2 Porcelana dental.....	17
4.2.1 Clasificación de las porcelanas.....	18
4.3 Ortodoncia y rehabilitación protésica.....	21
4.4 Fuerzas masticatorias.....	22
4.5 Adhesión de aparatología ortodóncica sobre porcelana.....	23
4.5.1 Adhesión directa.....	23
4.5.2 Adhesión indirecta.....	24
4.6 Brackets.....	24
4.7 Protocolo de cementación.....	25
4.8 Ácido fluorhídrico.....	27
4.9 Retiro del glaseado de la porcelana.....	28
4.10 Silano.....	30
4.11 Fracasos en la adhesión.....	31
4.12 Fuerzas de tracción.....	32
4.12 Máquina universal de pruebas.....	33
5. METODOLOGÍA.....	34
5.1 Tipo de estudio.....	34
6. MUESTRA.....	34
6.1 Selección de la muestra.....	34
6.2 Criterio de inclusión.....	34
6.3 Criterio de exclusión.....	35
7. DISEÑO DEL ESTUDIO.....	35
7.1 Materiales.....	35

7.2 Método.....	36
7.3 Protocolo de adhesión del grupo 1A.....	39
7.4 Protocolo de adhesión del grupo 2A.....	42
7.5 Protocolo de adhesión del grupo 1B.....	43
7.6 Protocolo de adhesión del grupo 2B.....	45
8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	47
8.1 Resultados.....	47
9. DISCUSIÓN.....	62
10. CONCLUSIONES.....	66
11. RECOMENDACIONES.....	68
12. ANEXOS.....	69
13. BIBLIOGRAFÍA.....	83

TABLA DE CONTENIDO DE FIGURAS

Figura 1. Microestructura de la cerámica In Ceram® Alumina (Vita).....	19
Figura 2. Acción del ácido fluorhídrico al 9.6% sobre la superficie.....	27
Figura 3. Acción del Óxido de Aluminio de 50 micras y modificación.....	28
Figura 4. Fotomicrografías electrónicas de barrido de las superficies.....	29
Figura 5. Efecto de la aplicación de silano sobre la superficie.....	30
Figura. 6 Clasificación de las fuerzas según su dirección.....	31
Figura 7. Colorímetro Chromascop. Ivoclar Vivadent.....	36
Figura 8. Materiales para la elaboración de las muestras.....	37
Figura 9. Elaboración del cilindro de acrílico.....	37
Figura 10. Medición centro del cilindro.....	37
Figura 11. Centro del dispositivo de acero.....	37
Figura12.Colocación de la corona de porcelana en el centro.....	37
Figura 13. Determinación de la altura en la incrustación de la corona.....	38
Figura 14. Muestra con la corona de porcelana incrustada.....	38
Fig. 15. 80 muestras de coronas de porcelana incrustada.....	38
Figura 16 .Máquina universal Tinius Olsen.....	38
Figura 17. Máquina universal Tinius Olsen.....	38
Figura 18. Prueba de desprendimiento del bracket cementado.....	39
Figura 19. Materiales para cementado de brackets.....	40
Figura 20. Arenado con óxido de aluminio.....	40
Figura 21. Desinfección de la superficie de la porcelana.....	40
Figura 22. Aplicación de ácido fluorhídrico al 9.6%.....	40
Figura 23. Aplicación de silano sobre la superficie de porcelana.....	41
Figura 24. Colocación de resina sobre la malla del bracket.....	41
Figura 25. Medición del centro de la corona clínica.....	42
Figura 26. Medición del centro de la corona clínica.....	42
Figura 27. Figura 27. Aplicación de luz Led.....	42
Figura 28. Muestras grupo 1A.....	42
Figura 29. Muestras grupo 2A.....	43
Figura 30. Retiro del glaseado con una fresa de grano fino de 62 micras.....	44
Figura 31. Muestras grupo 1B.....	45
Figura 32. Muestras grupo 2B.....	46

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de los años ha incrementado considerablemente la consulta de pacientes adultos en busca de tratamientos de ortodoncia. El 25 % de los pacientes que inician el tratamiento de ortodoncia al año son adultos según la Asociación Dental de California en el 2002. (1)

Este hecho representa un reto ya que los tratamientos estéticos por parte de la población adulta se basan en carillas de porcelana y rehabilitación con coronas de metal porcelana (2); es por esto la importancia de un eficaz protocolo de cementación de la aparatología de ortodoncia sobre restauraciones de porcelana.

La técnica de adhesión de brackets se ha modificado constantemente debido a la evolución y mejoramiento en la confección de la aparatología, desde una adhesión mecánica en la técnica de Begg, donde usaban brackets de arco cinta con ranura hacia gingival (12) que funcionaban con bandas que abrazaban todo el ecuador dentario, hasta la actualidad en la técnica de deslizamiento de auto ligado, donde la adhesión de los brackets es directa sobre la superficie dental o sobre una superficie dental rehabilitada, lo que promovió la incorporación de diferentes sistemas adhesivos y protocolos de adhesión de brackets.

Estos sistemas de adhesión directa proporcionan gran ventaja puesto que facilitan la higiene bucal , no causan irritabilidad en la encías o enfermedad periodontal, requiere menor tiempo silla y poseen altas propiedades estéticas. (3)

Se han modificado las técnicas de adhesión de brackets sobre porcelana dental en cuanto al retiro del glaseado para producir retenciones mecánicas utilizando:

piedras verdes (de grano fino hechas de carburo de silicio⁽⁷¹⁾, fresas de diamante de grano fino⁽⁷²⁾, microarenado con óxido de aluminio o sílice, ⁽¹⁴⁻⁷²⁾ o discos de diamante. ⁽⁶⁰⁾

El presente estudio tiene como objetivo establecer un protocolo de cementación de brackets con altos índices de adhesión y retención sobre coronas de porcelana feldespática mediante la comparación de dos procedimientos.

2. OBJETIVO GENERAL

Determinar el mayor grado de fuerza de adhesión y resistencia de tracción de brackets metálicos sobre coronas porcelana mediante la comparación de dos protocolos de adhesión.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Sugerir la implementación de un protocolo de adhesión de brackets metálicos sobre porcelana en la clínica de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito.
2. Determinar la eficacia del retiro de glaseado para lograr mejor adhesión y resistencia a la tracción de la aparatología mediante el proceso de arenado con óxido de aluminio.
3. Determinar la eficacia del retiro de glaseado para lograr mejor adhesión y resistencia a la tracción de la aparatología mediante el uso de una fresa troncocónica de grano fino de 62 micras troncocónica.
4. Determinar el valor máximo de resistencia a la tracción en kilogramos de un bracket metálico cementado sobre porcelana para sugerir la aplicación de una fuerza límite en los tratamientos de Ortodoncia.

3. HIPÓTESIS

Existe mayor fuerza de adhesión y resistencia a la tracción de brackets metálicos cementados sobre porcelanas previamente arenadas con óxido de aluminio que en porcelanas donde se ha retirado el glaseado con fresa de grano fino de 62 micras troncocónica.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 Adhesión

El proceso de adhesión en Odontología ha evolucionado constantemente con la finalidad de que cumplan ciertos objetivos básicos, como los propuestos por Norling en el año 2004 (13):

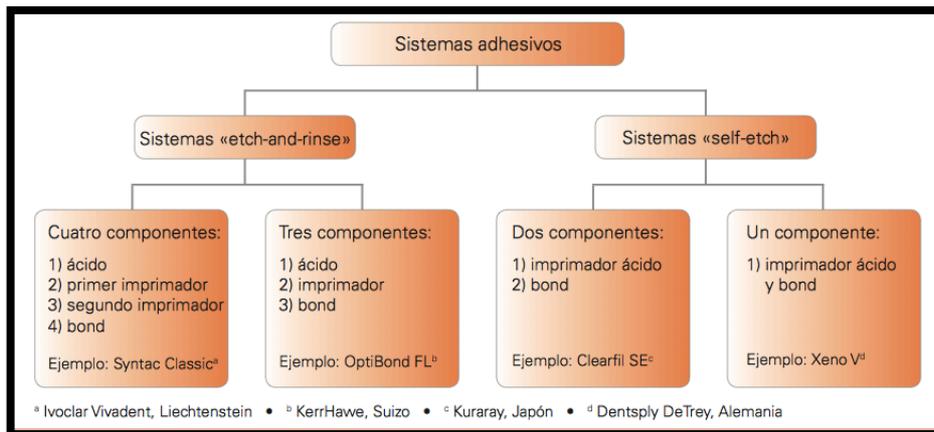
1. Conservar y preservar la estructura dentaria.
2. Conseguir óptima y duradera retención.
3. Evitar microfiltraciones.

La adhesión se define como la unión íntima que se da entre dos superficies de distinta naturaleza química por consecuencia de fuerzas de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas y las segundas mecánicas. (19)

Clasificación de los sistemas adhesivos.

Los sistemas adhesivos se clasifican según el tipo y el número de sus componentes, en general existen dos grandes grupos (33):

1. Sistema “etch – and – rise” (grabar y enjuagar): Se realiza un grabado ácido superficial se enjuaga y seca, se aplica adhesivo y se forma la unión con el material resinoso, todos estos componentes de características hidrofóbicas.
2. Sistema “selftech” (autograbado): Son aquellos sistemas que pueden constar de un solo componente “all in one” donde se cambia el grabado ácido y el bond.



Cuadro 1. Clasificación de los sistemas adhesivos según el tipo y el número de sus componentes. (33)

4.2 Porcelana dental

Se conoce actualmente que cada año 1.3 millones de personas que inician un tratamiento de Ortodoncia corresponde a la población adulta, mayores de 18 años (1). Dichos pacientes optan por restauraciones de alta estética como son las que brindan las porcelanas.

La porcelana dental es un material translúcido compuesto formado por cristales de cerámica como la alúmina y el cuarzo en una matriz vítrea no cristalina (amorfa), y se adicionan pigmentos que le dan color. (21)

Se conoce con dos nombres al mismo compuesto definido anteriormente, se lo nombra en la literatura como porcelana o también como cerámica, esto depende de la elección del autor. En el diccionario de la prótesis dental se definen éstos términos de la siguiente manera:

Cerámica: (Ver en porcelana dental)

Porcelana Dental: Vidrio blanco constituido por una cerámica de alta calidad con una superficie glaseada. (22)

En el presente trabajo de investigación se nombrara al material como porcelana dental.

4.2.1 Clasificación de las porcelanas dentales

Las porcelanas dentales pueden ser clasificadas de acuerdo a su composición química, de acuerdo a la técnica de confección y de acuerdo a la temperatura de fusión - cocción. (23-24)

De acuerdo a su composición química las porcelanas se agrupan a su vez en tres grupos (23 -24):

1. Porcelanas Feldespáticas: compuestas de feldespato, material donde se alojan partículas de cuarzo (constituye la fase cristalina) y en menor proporción caolín (confiere plasticidad). Cuando el feldespato se descompone en vidrio se le atribuye la translucidez de la porcelana y por ende adecuados resultados estéticos, pero frágiles, es por esto que se usa sobre estructuras de metal para brindar mayor dureza. Se añaden también fundentes para disminuir la temperatura de sintetización, además de pigmentos para proporcionar gama de tonalidades.

Por ejemplo:

- IPS Empress® II (Ivoclar): consta de una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio.
- IPS e.max® Press/CAD (Ivoclar): Son nuevas cerámicas feldespáticas reforzadas con cristales de disilicato de litio y ofrecen una resistencia a la fractura mayor que Empress® II debido a una mayor homogeneidad de la fase cristalina.

2. Porcelanas aluminosas: Son cerámicas feldespáticas, más el incremento de cantidades considerables de partículas óxido de aluminio y una disminución de cuarzo, lo que mejora considerablemente las propiedades mecánicas de la porcelana dando lugar a restauraciones totalmente de porcelana; con el defecto de que la translucidez también disminuye y por ende obliga a realizar tallados más

agresivos, cuando la proporción del óxido de aluminio supera el 50% de la composición de la porcelna aumenta también la opacidad de la misma.

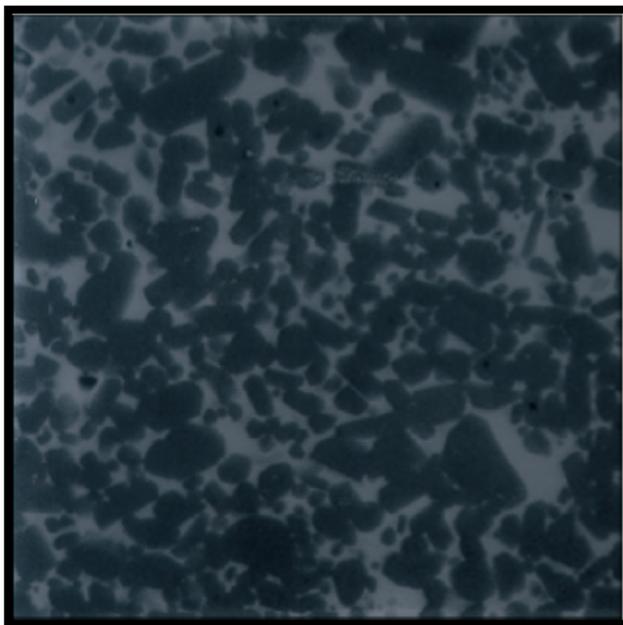


Figura 1. Microestructura de la cerámica In-Ceram® Alumina (Vita). (25)

Por ejemplo:

- In-Ceram® Alumina (Vita): Sirve para fabricar las estructuras de coronas y puentes cortos, es una cerámica compuesta en un 99% por óxido de aluminio, no posee fase vítrea. Se infiltra un vidrio a la composición lo que permite obtener una cerámica más resistente a la flexión.
- In-Ceram® Spinell (Vita): Incorpora a la fórmula anterior magnesio. La unión entre estos dos componentes forman un compuesto denominado espinela ($MgAl_2O_4$), esto brinda una alta estética pero presentan en 25% menos de resistencia a la fractura de las anteriores. Utilizadas principalmente para elaborar núcleos de coronas de dientes anteriores.
- In-Ceram® Zirconia (Vita): Elaboradas con un material compuesto de alúmina (67%) y reforzada con circonia (33%) más una adhesión de vidrio, esto en conjunto proporciona elevada resistencia y estética.

3. Porcelanas circoniosas: Son consideradas como porcelanas de última generación ya que se componen de óxido de circonio altamente sintetizado (95%)

que tiene propiedades de translucidez y resistencia, estabilizado con óxido de litio (5%). Este tipo de cerámica es considerada como “acero cerámico”. (23 – 24)

Por ejemplo:

- DC-Zircon® (DCS).
- Cercon® (Dentsply).
- In-Ceram® YZ (Vita).
- Procera® Zirconia (Nobel Biocare).
- Lava® (3M Espe).
- IPS e.max® Zir- CAD (Ivoclar).

De acuerdo a su técnica de confección las porcelanas pueden clasificarse en tres grupos:

1. Condensación sobre muñón: Confeccionada sobre un duplicado del modelo de trabajo, la porcelana se aplica directamente sobre éstos troqueles, por ejemplo: Optec-HSP® (Jeneric), Fortress® (Myron Int), In-Ceram® Spinell (Vita). (23 -24)

2. Sustitución a la cera perdida: Modelado de un patrón de cera que luego es transformado mediante inyección en una estructura de cerámica, por ejemplo: IPS Empress® y e.max® Press (Ivoclar). (23 -24)

3. Tecnología asistida por ordenador: Porcelanas elaboradas por el sistema CAD – CAM (Computer Aid Desing – Computer Aid Machining), consta de tres fases: digitalización, diseño y mecanizado, permite elaborar restauraciones precisas de forma rápida y cómoda, por ejemplo: Cerec® (Sirona), Procera® (Nobel Biocare), Lava® (3M Espe), DCS® (DCS), Cercon® (Dentsply), Eve- rest® (Kavo), Hint-Els® (Hint-Els). (23 -24)

De acuerdo a la temperatura de fusión – cocción las porcelanas se clasifican en (34):

1. Alta fusión: de 1.290 a 1.370°C (2.350 a 2.500°F) son utilizadas para la elaboración de dientes de porcelana sus componentes principales son feldespato del 70 al 90%, que al fundirse proporciona translucidez, cuarzo del 11 al 18%, que forma la parte del esqueleto alrededor del cual se funden los demás materiales; y caolín del 1 al 10%, que es un tipo de arcilla pegajosa que une partículas cuando la porcelana aún no está cocida.
2. Fusión media: de 1.090 a 1.260°C (2.000 a 2.300°F) las porcelanas de media a baja fusión se elaboran a partir de un proceso conocido como “frita”, donde los componentes se funden son enfriados rápidamente y son pulverizados hasta quedar con un polvo extremadamente fino, luego este polvo se funde a una temperatura más baja. En el proceso de la fabricación se pueden añadir otros componentes para dar color como: indio – amarillo, cromo – rosa, óxido de hierro- negro, sales de cobalto – azul.
3. Baja fusión: 870 a 1.065°C (1.600 a 1.950°F)

4.3 Ortodoncia y rehabilitación protésica

La especialidad de Ortodoncia y Rehabilitación Oral se complementan entre sí con el objetivo principal de mejorar y modificar la oclusión simplificando el plan de tratamiento para lograr los objetivos planteados. (35)

La terapia ortodóncia preprotésica debe tomar en cuenta la condición periodontal del paciente, el estado de salud general y la motivación del paciente. (35)

Entre las principales indicaciones de un tratamiento multidisciplinario tenemos (35):

1. Cerrar espacios edéntulos para evitar la necesidad de colocar una prótesis dentaria.
2. Facilitar la colocación de prótesis dental sobre dientes mal posicionados que podría crear situaciones desfavorables como:
 - a. Dientes periodontalmente comprometidos.

- b. Puntos de contacto prematuros.
 - c. Falta de estética.
3. Conseguir paralelismo entre los dispositivos de sujeción evitando así lesiones óseas como consecuencia de fuerzas no axiales.
 4. Redistribuir espacios edéntulos para lograr tratamientos altamente estéticos.
 5. Nivelación de arcadas (curva de spee) optimizando el plano oclusal.
 6. Corrección de mordidas profundas que provoquen colapso en la dimensión vertical oclusal, lo que impida una reconstrucción protésica satisfactoria.

4.4 Fuerzas masticatorias

La fuerza de mordida es aquella que es generada por el contacto entre los dientes maxilares y los dientes mandibulares (40-41); esto va a depender de la acción, volumen, coordinación de los músculos masticatorios, actividad de la articulación temporomandibular, del sistema nervioso y del estado clínico estomatológico. (42-43)

Se han realizado varios estudios para determinar valores de referencia para la fuerza de la masticación que varía desde un rango de 727 N (74.15 kg) en adultos hombres (44) hasta 114N (11.62 Kg) en niños con dentición mixta y que presentan mordida cruzada.(45)

La fuerza masticatoria máxima funcional oscila entre 60 A 70 kg fuerza, este dato fue determinado por la medición de un transductor de tensión durante la contracción voluntaria de los músculos elevadores, esta fuerza dependerá también de los mecanismos neuromusculares que regulan el sistema. (50)

La fuerza habitual de masticación es la que se ejerce durante el proceso masticatorio normal y fluctúa entre 15 y 25 kg fuerza, es decir un 35% de la fuerza masticatoria funcional. (50)

Diversos factores pueden alterar los valores de la fuerza masticatoria, por ejemplo la presencia de caries dental.

Un estudio reportó que adultos con caries dental reportan una disminución de la fuerza masticatoria que se atribuye al dolor de dichas piezas como consecuencia de los sistemas reflejos (46). Un estudio similar arrojó los mismos resultados pero en población infantil (47).

Otro factor predisponente a la disminución de la fuerza masticatoria es la ausencia de piezas dentales. En personas adultas disminuyó la fuerza en un 56% cuando había la ausencia de tres o más dientes posteriores y en un 33.4% cuando las personas usaban dentaduras removibles o totales. (48)

Se ha encontrado como factor de varianza de la fuerza de masticación a los contactos oclusales, por ejemplo se dice que cuando una superficie oclusal se duplica, la fuerza de masticación puede aumentar del 30% al 100%. (49)

4.5 Adhesión de aparatología ortodóncica sobre porcelana

Existen dos métodos de colocación de la aparatología ortodoncia sobre las piezas dentales y estos son: adhesión directa e indirecta; siendo la más popular la adhesión directa debido a la simplicidad y exactitud que proporciona. (17)

4.5.1 Adhesión Directa.

En un esfuerzo para evitar la colocación errónea de la aparatología la adhesión directa tiene como objetivo lograr una posición óptima tanto en:

1. Sentido vertical: esto se logra con el uso de calibradores y tablas individualizadas de colocación de brackets de acuerdo a la técnica a utilizar; tomando siempre en cuenta alteraciones como discrepancias de longitud dentales, raíces desplazadas vestibular o lingualmente, dientes parcialmente erupcionados, etc. (36)
2. Sentido axial: Se debe tomar en cuenta que las aletas del brackets sean paralelas y estas equidistantes al eje longitudinal de la corona clínica como

referencia para la colocación de los aparatos, errores en este sentido provocan inclinaciones incorrectas del diente. (35)

3. Sentido Horizontal: Tomar en cuenta el ancho de las piezas dentales para de esta manera evitar errores ya que esto provocaría rotaciones indeseadas. (36)

4.5.2 Adhesión Indirecta.

Caracterizada por su precisión, especialmente en zonas de molares, reduce el tiempo se sillón. Su popularidad ha incrementado debido a la aparición de mejores materiales y adhesivos para la confección de férulas de transferencia. Este proceso necesita un tiempo considerable de laboratorio. (36)

En un estudio donde se comparó la resistencia de adhesión entre la adhesión directa e indirecta, se concluyó que no existen resultados diferentemente significativos entre los dos procedimientos.(37)

Así mismo, en el 2003 un estudio demostró que no existe evidencia que marque una diferencia entre la resistencia al cizallamiento de brackets unidos al esmalte de los dientes, si están cementados mediante técnica directa o indirecta. (38)

4.6 Brackets

En la actualidad existen un sin número de diseños de soportes o mallas de brackets, entre los principales tipos tenemos tres:

- Bases de metal (acero inoxidable).
- Bases cerámicas.
- Bases de plástico (por ejemplo, soportes de policarbonato y los soportes de plástico con esqueleto de metal de refuerzo).

Entre las principales propiedades, la aparatología debe ser capaz de producir fuerzas de ortodoncia y soportar las cargas masticatorias, además de ser estéticos y que se puedan retirarse fácilmente al final del tratamiento. (51)

Las bases de los brackets no son compatibles químicamente con la unión al esmalte o a la resina, por esto los diseños de la aparatología ortodóncica están hechos para proporcionar retenciones mecánicas. (51)

Además se han incrementado los requerimientos estéticos, por lo que las bases y tamaños de los brackets han disminuido, aumentando así las necesidades de retención ya que esto influye en la fuerza de unión. (51)

Estudios sugieren que las características macro y microscópicas de las bases de la aparatología pueden aumentar o disminuir la efectividad de la retención con el material adhesivo. (52)

La adhesión de brackets sobre superficies de porcelana se debe a dos procesos que son:

1. Adhesión mecánica, que está determinada por el uso de ácido fluorhídrico que crea porosidades y le da una forma áspera a la superficie.
2. Adhesión química, que está dada por el uso del agente de acoplamiento silano que une químicamente las partículas de sílice de la porcelana con el material de adhesión. (18)

4.7 Protocolo de cementación

En el manual de protocolo y procedimientos de rehabilitación bucal, realizado por el Posgrado de Rehabilitación Oral de la Universidad San Francisco de Quito, se determina el siguiente protocolo para el manejo y cementado de prótesis sobre piezas dentales: (39)

Procedimiento para cementación adhesiva

- Limpieza del diente
- Aislamiento absoluto o relativo
- Prueba de la restauración y verificación de aceptación por parte del paciente

Preparación del diente:

- Microarenado (si fue sellado)
- Ácido fosfórico 37%
- Adhesivo

Preparación de la restauración:

- Arenado 15seg.
- Ácido fluorhídrico 1-2 min Feldespáticas, 1 min Leucitas y 20 seg. Disilicato de litio
- Lavado en ultrasonido por 3 min en suero o alcohol al 95% neutralizar con bicarbonato de Na 2 min.
- Silano 1 min (2-3 capas secando entre cada una) tratamiento térmico
- Adhesivo (sin polimerizar)
- Colocación del cemento

Colocación de la restauración definitiva en el diente

Retiro de excesos, colocación de glicerina

Polimerización por todas las caras de la restauración definitiva

Procedimiento para cementación convencional:

1. Retirar las provisionales y limpieza de las preparaciones dentales
2. Probar las coronas de forma individual, se verifica ajuste marginal, anatomía, color, oclusión, punto de contacto
3. La restauración definitiva debe ser arenada antes de la cementación
4. Desinfección con clorhexidina 2% en la corona y en las preparaciones dentales
5. Realizar aislamiento (absoluto o relativo)
6. Mezclar el cemento elegido, siguiendo las indicaciones del fabricante.
7. Aplicar el cemento en el interior de la corona y realizar el asentamiento de la restauración en la preparación
8. Retirar excesos con el hilo dental por interproximal, manteniendo la presión sobre la restauración definitiva
9. Limpiar y verificar oclusión.

10. Esperar tiempo de polimerización de acuerdo a las instrucciones del fabricante, manteniendo presión.

4.8 Ácido fluorhídrico

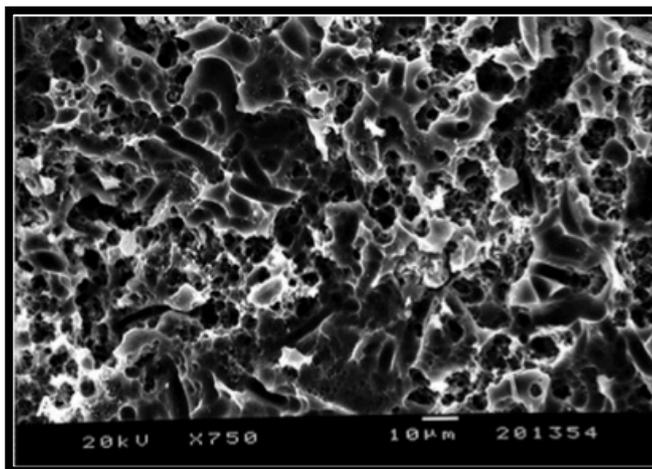


Figura 2 Acción del ácido fluorhídrico al 9.6% sobre la superficie de porcelana, bombardeo iónico con oro y paladio y examinarse con SEM (Jeol JSM 5200, Tokio, Japón). (32)

En el 2006, Nagayassu y col. (18), evaluaron la resistencia de unión al corte entre un cemento resinoso y una porcelana feldespática sometida a diferentes tratamientos de superficie. Todas las muestras fueron silanizadas y divididas en: (1) ácido fluorhídrico al 10% (HF) por 2 minutos; (2) HF al 10% por 4 minutos; (3) chorro a 50 μm de óxido de aluminio por 5 segundos; (4) chorro + HF por 2 minutos; (5) chorro + HF por 4 minutos; (6) control (sin tratamiento). El condicionamiento ácido por 2 minutos presentó resultados significativamente superiores al condicionamiento por 4 minutos ($p < 0.05$) y al grupo control ($p < 0.05$), mas no difirió estadísticamente del chorro asociado al ácido fluorhídrico por 2 o 4 min. ($p > 0.05$). Los autores concluyeron que solamente el uso del ácido fluorhídrico por 2 minutos es suficiente para aumentar la resistencia de unión.

Zachrisson en su estudio revela que no existen diferencias significativas entre la fuerza de adhesión de brackets sobre piezas dentales grabadas con ácido fosfórico y sobre porcelana grabada con ácido fluorhídrico al 9.6%. (26)

De hecho se ha demostrado que el uso de ácido fluorhídrico aumenta la fuerza de adhesión de aparatología ortodóncica sobre porcelana. En un estudio realizado de 183 aditamentos adheridos a porcelanas usando ácido fluorhídrico al 9.6%, en un tratamiento rutinario de ortodoncia, 17 se desprendieron durante el tratamiento (9.3%). (27)

Guler y col. realizaron un estudio para comparar la efectividad del ácido fluorhídrico durante 30, 60, 120 y 180 segundos, los resultados determinaron que el uso de ácido fluorhídrico al 9.6% por 180 segundos proporcionan valores más altos de adhesión. (73)

Se ha demostrado que el uso de ácido fluorhídrico mejora la adhesión sobre porcelanas feldespáticas no así en aquellas que poseen alto contenido de óxido de aluminio, este material las hace más resistente al ataque químico (26), es por esto la necesidad de incorporar arenado en el procedimiento de cementado.

4.9 Retiro del glaseado de la porcelana.

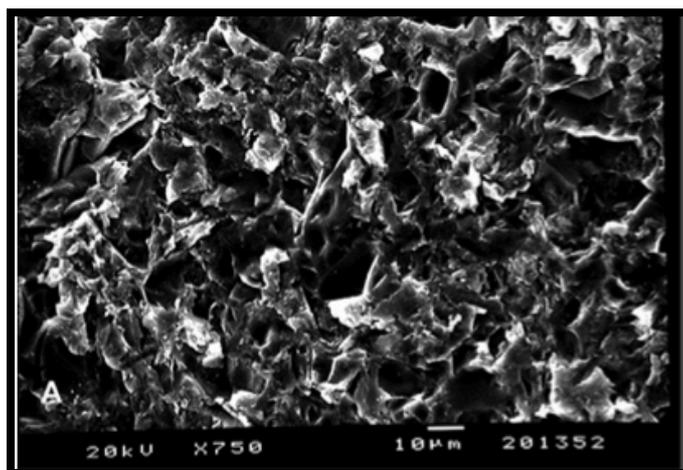


Figura 3. Acción del Óxido de Aluminio de 50 micras y modificación de la superficie de porcelana. bombardeo iónico con oro y paladio y examinarse con SEM (Jeol JSM 5200, Tokio, Japón). (32)

Wood y colaboradores compararon el efecto de desglaseado de porcelanas previo a la adhesión de brackets y concluyeron que las rugosidades de la superficie como consecuencia del retiro del glaseado de la porcelana, el uso de un adhesivo de porcelana y una resina eficaz contribuyen al incremento de la resistencia de la unión lograda; dichos resultados también aumentan los riesgos de la fractura de la porcelana al retirar la aparatología. (29)

De igual manera se ha demostrado que aumenta de manera considerable la adhesión de brackets sobre porcelana dental cuando se retira el glaseado de la misma mediante el uso de una fresa de diamante en comparación con superficies vidriosas donde no se ha retirado el glaseado. (30)

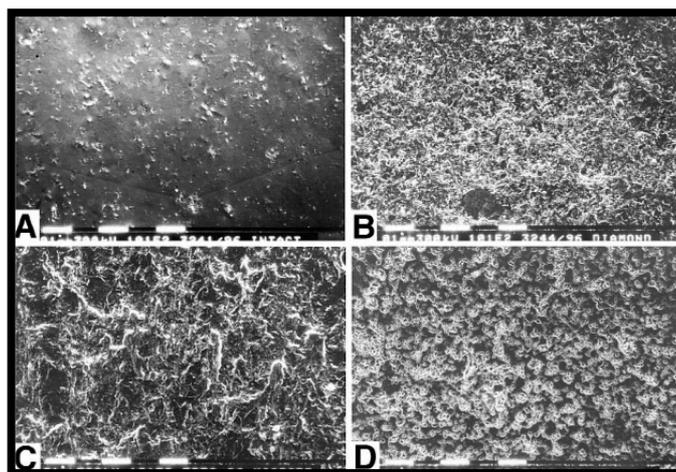


Figura 4. Fotomicrografías electrónicas de barrido de las superficies de porcelana condicionadas por las diversas técnicas. (60)

En contraste con el buen aspecto de la porcelana vidriada intacta (Fig A), las superficies acondicionadas muestran un panorama marcadamente diferente. Raspando con un diamante de grano fino (Fig B) y micrograbado mecánico con partículas de Al_2O_3 (Fig. C) muestran una imagen similar de superficie aleatoria general de la erosión o descamación. Grabado fluorhídrico de la superficie de porcelana muestra una extensa y uniforme profundidad de penetración de la porcelana (Fig D). (60)

4.10 Silano

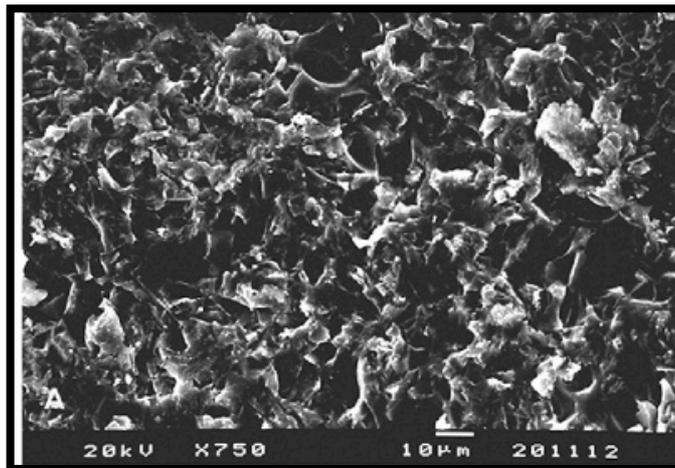


Figura 5. Efecto de la aplicación de silano sobre la superficie de porcelana, bombardeo iónico con oro y paladio y examinarse con SEM (Jeol JSM 5200, Tokio, Japón). (32)

Es un agente de unión que forma una capa química compatible entre el cemento resinoso y la porcelana dental, es un componente único en una base de alcohol y acetona (62).

Es un monómero de doble fusión, formado por un grupo silano que reacciona sobre las superficies de porcelana, y también de un grupo metacrílico que a su vez copolimeriza la matriz de la resina. (62)

Entre sus propiedades principales tenemos : (62)

- Agente de acoplamiento que mejora la humectabilidad de los sustratos de cristal mediante resinas compuestas.
- Aumenta la unión física, mecánica y química de la porcelana con la resina.
- Produce una alta resistencia al ataque del agua sobre la interface de unión.

Se recomienda que previo el uso del Silano la superficie de la porcelana sea grabada con ácido fluorhídrico para crear porosidades y de esta manera se torne

altamente receptiva al silano, formando grupos de hidroxilo reactivos en la porcelana dental. (62)

El uso de silano mejora la unión de aditamentos ortodóncicos a superficies de porcelana, pero su uso solo no proporciona las fuerzas de adhesión adecuadas para la ortodoncia clínica. (28)

4. 11 Fracasos en la adhesión

La adhesión de brackets falla comúnmente en los tratamientos ortodóncicos (16), se cree que una de las causas, es por la contaminación de la malla del bracket durante el procedimiento según Grabouisky (15). La falla en la adhesión de brackets sobre estructuras de porcelana es frecuente lo que conlleva a tratamientos más largos, incómodos y costosos tanto para el paciente como para el profesional. (21)

La literatura clasifica el fallo en la adhesión como fallos adhesivos y fallos cohesivos (17). Un fallo adhesivo es aquel que sucede en la interfase entre dos estructuras distintas y un fallo cohesivo se da en el interior de la estructura del material de cementación.

En un enfoque prioritario en cuanto a los fallos adhesivos, se puede describir los mismos entre las siguientes estructuras:

Esmalte y material adhesivo.

Dentina y material adhesivo.

Resina compuesta y material adhesivo. (17)

La tasa de fracaso de brackets sobre superficies de cerámica todavía se informa que es tan alto como 9,8% incluso cuando se ha colocado ácido fluorhídrico para grabar la porcelana. (31)

La porcelana está clasificada como un material inerte, la misma que no se adhiere a las resinas convencionales. Se ha comprobado que el grabado ácido fosfórico

que se realiza sobre las piezas dentales no es suficiente para acondicionar las superficies de porcelana como preparación para la adhesión de brackets. (14)

El proceso de adhesión de la porcelana glaseada presenta problemas en la penetración de la resina en la misma, pero se ha demostrado que con el previo arenamiento y grabado de la superficie se forma superficies retentivas en pro de la cementación. (20)

4.12 Fuerzas de Tracción

Las distintas fuerzas actúan sobre los cuerpos en diferentes direcciones, y dependiendo de éstas se pueden clasificar en tensiones, deformaciones y resistencia. (63)

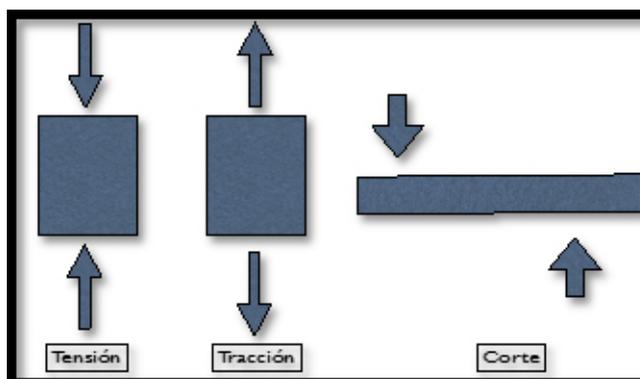


Figura. 6 Clasificación de las fuerzas según su dirección (64)

Las máquinas usadas para medir estos tipos de fuerza, en el proceso de decemetano aplican fuerzas de tracción o de cizallamiento. (63) Con esto es necesario puntualizar que si dos fuerzas en sentido y dirección contraria tienden a aumentar la longitud del cuerpo es decir, estirarlo, traccionarlo, produce deformaciones y a esto se le conoce como resistencia traccional a la tracción. (64)

Al colocar un cuerpo bajo una carga este tiende a comprimir y acortar su tamaño, la resistencia interna que se produce en el cuerpo se llama fuerza de compresión. La fuerza de compresión se asocia con la deformación por compresión. Para calcular la fuerza de compresión se divide la fuerza aplicada por el área transversal perpendicular a la dirección de la fuerza. (69)

Cuando un bracket es decementado por este tipo de máquinas la fuerza se concentra periféricamente y los brackets se despegan al ser sometidos por niveles bajos de carga. El proceso de desprendimiento se debe a un fallo cohesivo. La literatura describe que la velocidad en dirección gingivo – oclusal aplicable para medir la fuerza está en promedio entre las siguientes medidas: 1,5 mm /min, 2mm/min o 1 mm/min. (65)

4.13 Máquina universal de pruebas

La máquina universal de fuerzas Tinius Olsen, Super L, es una máquina hidráulica de precisión, dependencia y versatilidad para realizar ensayos. Posee un sistema patentado de carga hidráulica con doble suspensión. Posee un control portátil con display para ensayos reducidos. Este sistema posee garantía de las normas ASTM, ISO nacionales e internacionales. Presentan una precisión de +/- 0,5% de carga indicada desde 0,2% hasta 100% de su capacidad. La máquina Tinius Olsen Super “L” puede realizar ensayos con capacidades de 150 a 3,000N o superiores. (70)

Las máquinas básicas pueden controlar la velocidad, pudiendo efectuar ensayos de tensión, compresión flexión y otros estudios.(70)

Tinius Olsen ha confeccionado un programa llamado “Horizon” que maneja datos de muestras como: metal, papel, composites, polímeros, caucho, o un micro componente. El software ayuda a recolectar, presentar y automatizar datos para ensayos de control de calidad. (70)

5. METODOLOGÍA

5.1 Tipo de estudio:

El presente es un estudio de tipo experimental, ya que manipula dos o más variables, ejerciendo un control sobre las muestras para obtener un resultado cuantitativo.

Es también un estudio correlacionado al medir el grado de relación que existe entre dos o más variables, con un método transversal, para obtención de resultados en un periodo de tiempo corto.

Se incluye dentro de un estudio comparativo puesto que existen dos poblaciones y se quiere comparar variables para constatar una hipótesis.

El estudio fue realizado a partir de 80 muestras de porcelana de la misma marca Ivoclar Vivadent IPS Empress y Empress 2, sobre las cuales se cementaron brackets metálicos de la casa Ortho Organizers, Roth 0.022 de ligado.

6. MUESTRA

6.1 Selección de la muestra

Se seleccionaron 80 coronas de porcelana correspondiente a la pieza dental #11 tomadas de los colorímetros Ivoclar de la Vivadent. Se incluyó en el estudio brackets de metal de ligado, prescripción Roth 0.022 de la casa Ortho Organizers correspondiente a la pieza dental # 11.

6.2 Criterio de inclusión

Se incluyeron en el estudio:

- Coronas de porcelana glaseadas, cuya superficie estuvo intacta.
- Brackets metálicos de ligado Roth 0.022 de la casa Ortho Organizers correspondiente a la pieza dental #11.

6.3 Criterios de exclusión

- Coronas con agresiones químicas o mecánicas.
- Coronas que no hayan cumplido el proceso de glaseado.
- Brackets con alteraciones en su estructura y previamente cementados.

Variables dependientes

Las variables dependientes del estudio (no modificables) fueron: porcelanas dentales Ivoclar Vivadent IPS Empress y Empress 2 y brackets de ligado Ortho organizers slot 0.022.

Variables independientes

Las variables independientes (manipula el investigador) fueron: los protocolos de cementación de las muestras en el Grupo 1A, 2A y 1B, 2B.

7. DISEÑO DE ESTUDIO

Después de la selección de la muestra de acuerdo a los criterios de inclusión se procedió al desarrollo de la investigación in vitro como parte de laboratorio

7.1 Materiales

1. 80 coronas de porcelana tomadas del colorímetro Ivoclar Vivadent correspondientes a la pieza dental #11
2. 80 brackets metálicos prescripción Roth, 0.022, correspondientes a las pieza dental #11. (Ortho organizers, con malla calibre 80 μm . y un área de base promedio de 12.47 mm)
3. Hipoclorito de Sodio al 0.5 %.
4. Ácido fluorhídrico al 9.6% (Ultradent)

5. Agente de adhesión silano (Ultradent).
6. Resina de fotopolimerización Transbond™ XT Light Cure Adhesive 3M.
7. Adhesivo Transbond™ XT Light Cure Adhesive 3M.
8. Oxido de Aluminio de 50 μm .
9. Fresa cónica de grano mediano 106 micras troncocónica.

7.2 Método

Diseño experimental

Se procedió a individualizar las muestras de las coronas de porcelana para ser incrustadas en un cilindro de acrílico transparente de autocurado, perfectamente adaptado a un dispositivo de acero único elaborado para sostener muestras experimentales a ser analizadas por la máquina de ensayos universales (tracción – compresión) Tinius Olsen Super Gol, que permanece en la Facultad de Ingeniería Mecánica, laboratorio práctico, de la Universidad San Francisco de Quito. Cada cilindro tuvo la misma dimensión en volumen, diámetro y ancho.



Figura 7. Colorímetro Chromascop. Ivoclar Vivadent.



Figura 8. Materiales para la elaboración de las muestras.

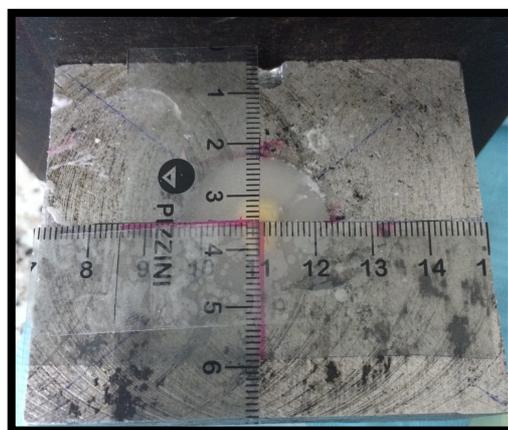


Figura 9. Elaboración del cilindro de acrílico. Figura 10. Medición centro del cilindro.



Figura 11. Centro del dispositivo de acero. Figura 12. Colocación de la corona de porcelana en el centro del cilindro de acrílico.

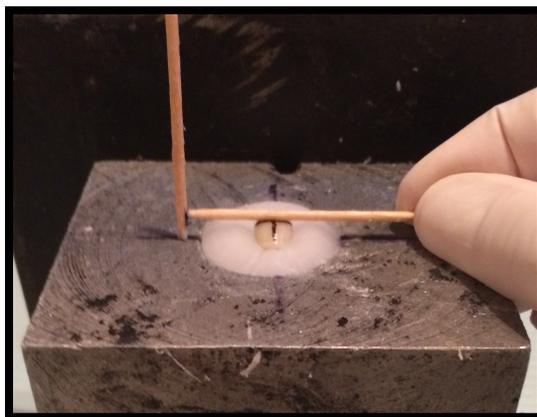


Figura 13. Determinación de la altura en la incrustación de la corona de porcelana dentro del cilindro de acrílico.



Figura 14. Muestra con la corona de porcelana incrustada

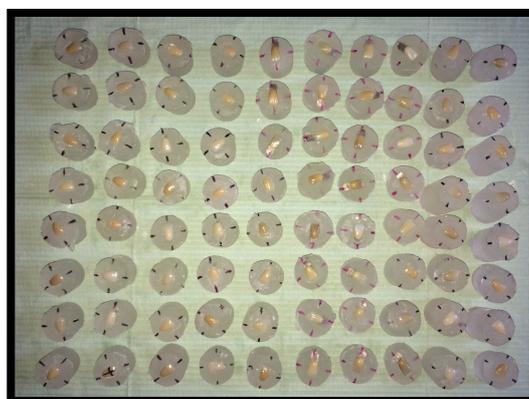


Fig. 15. 80 muestras de coronas de porcelana incrustadas.



Figura 16. Máquina universal Tinius Olsen



Figura 17. Máquina universal

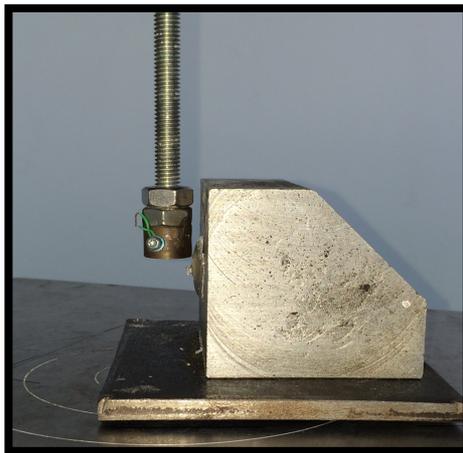


Figura 18. Prueba de desprendimiento del bracket cementado en la porcelana. Una vez incrustadas las coronas de porcelana dentro de los cilindros de acrílico se procedió a la división en dos grupos de 40 muestras cada uno; grupo A y grupo B; en las muestras del grupo A se realizó el retiro del glaseado de la porcelana, mediante arenado con óxido de aluminio de 50 micras y en el grupo B el retiro del glaseado se lo hizo con una fresa de grano fino troncocónica.

El grupo A se subdividió a su vez en dos grupos de 20: 1A y 2A, con la variante de la aplicación de adhesivo Transbond™ XT Light Cure Adhesive 3M en el protocolo de adhesión. Esta variante también se incluyó en el grupo B para de esta manera determinar la efectividad de incluir el adhesivo del material resinoso usado en el protocolo de cementación de la aparatología. Los protocolos de adhesión a utilizados se describen a continuación:

7.3 Protocolo de adhesión grupo 1A

1. Retiro del glaseado de la corona de porcelana con arenado de la superficie de porcelana, con arenador Macro Cab. (Danville Engennering Inc. San Ramón, CA, USA) durante 10 seg. con óxido de aluminio.

4. Lavado del ácido fluorhídrico por 1 minuto.
5. Secado de la superficie con aire proporcionado por la jeringa triple.
6. Colocación de silano en la superficie tratada, esperar 30 segundos, repetir este procedimiento 2 veces.



Figura 23. Aplicación de silano sobre la superficie de porcelana.

7. Colocación de resina Transbond XT sobre la malla del bracket metálico.
8. Colocación de adhesivo Transbond™ XT Light Cure Adhesive 3M a la superficie de la corona.



Figura 24. Colocación de resina sobre la malla del brackets.

9. Cementado del bracket sobre la porcelana tratada mediante un porta brackets en el centro de la corona clínica previamente medida y establecida.

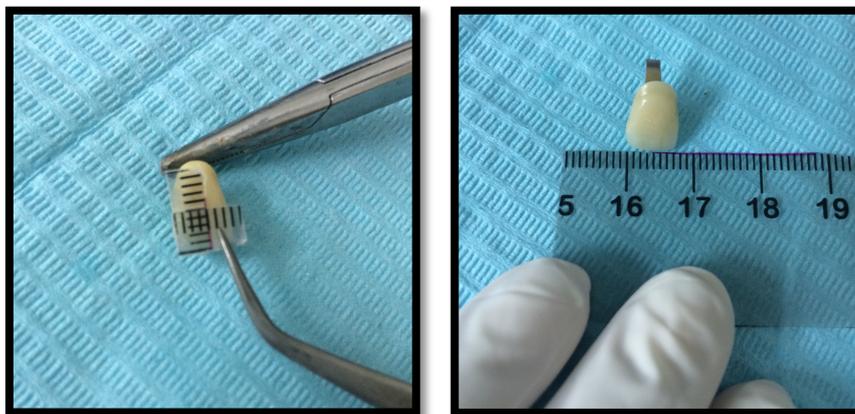


Figura 25 y 26. Medición del centro de la corona clínica.

10. Fotopolimerización durante 60 segundos con lámpara de Luz Halógena: 30 segundo desde incisal y 30 segundos desde gingival.

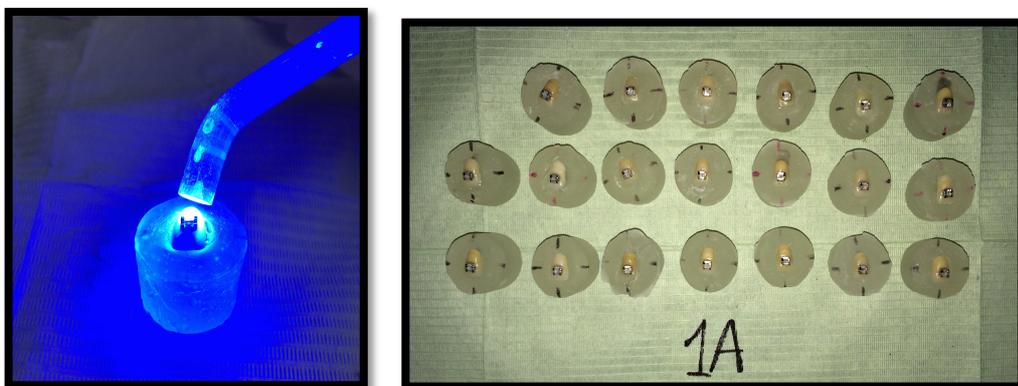


Figura 27. Aplicación de luz Led. Figura 28. Muestras grupo 1A.

7.4 Protocolo de adhesión grupo 2 A

1. Retiro del glaseado de la corona de porcelana con arenado de la superficie de porcelana, con arenador Macro Cab. (Danville Engennering Inc. San Ramón, CA, USA) durante 10s con óxido de aluminio.

2. Desinfección de la superficie con hipoclorito de sodio al 0.5%; lavado y secado por 30 segundos.
3. Colocación de ácido fluorhídrico al 9.6 % durante 2 min.
4. Lavado del ácido fluorhídrico por 1 minuto.
5. Secado de la superficie con aire proporcionado por la jeringa triple.
6. Colocación de silano en la superficie tratada y esperar 30 segundos, repetir este procedimiento 2 veces.
7. Colocación de resina Transbond XT sobre la malla del bracket metálico.
8. Cementado del bracket sobre la porcelana tratada mediante un porta brackets en el centro de la corona clínica previamente medida y establecida.
9. Fotopolimerización durante 60 segundos con lámpara de Luz Led 30 segundo desde incisal y 30 segundos desde gingival.

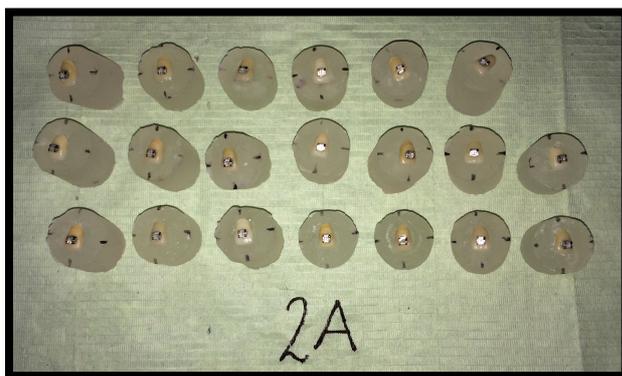


Figura 29. Muestras grupo 2A.

7.5 Protocolo de adhesión grupo 1 B

1. Retiro del glaseado de la corona de porcelana con arenado de la superficie de porcelana, con una fresa de grano fino de 62 micras troncocónica y una pieza de mano de velocidad alta durante 5 segundos.



Figura 30. Retiro del glaseado con una fresa de grano fino de 62 micras troncocónica.

2. Desinfección de la superficie con Hipoclorito de Sodio al 0.5%; lavado y secado por 30 segundos.
3. Colocación de ácido fluorhídrico al 9.6 % durante 2 min.
4. Lavado del ácido fluorhídrico por 1 minuto.
5. Secado de la superficie con aire proporcionado por la jeringa triple.
6. Colocación de silano en la superficie tratada mediante un aplicador dental ultra fino y esperar 30 segundos, repetir este procedimiento 2 veces.
7. Colocación de resina Transbond XT sobre la malla del bracket metálico.
8. Colocación de adhesivo Transbond™ XT Light Cure Adhesive 3M.
9. Cementado del bracket sobre la porcelana tratada mediante un porta brackets en el centro de la corona clínica previamente medida y establecida.
10. Fotopolimerización durante 60 segundos con lámpara de Luz Led 30 segundo desde incisal y 30 segundos desde gingival.

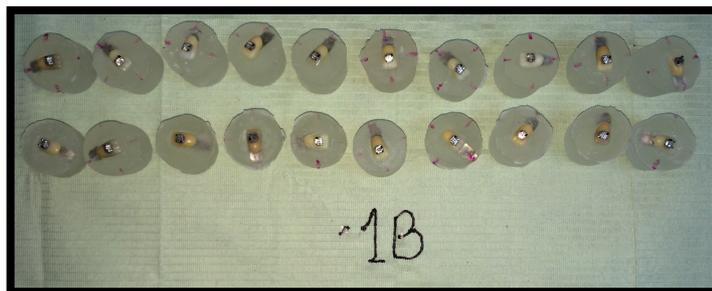


Figura 31. Muestras grupo 1B

7.6 Protocolo de adhesión grupo 2 B

1. Retiro del glaseado de la corona de porcelana con arenado de la superficie de porcelana, con una fresa de grano fino de 62 micras troncocónica y una pieza de mano de velocidad alta cinco pinceladas en el mismo sentido.
2. Desinfección de la superficie con Hipoclorito de Sodio al 0.5%; lavado y secado.
3. Colocación de ácido fluorhídrico al 9.6 % durante 2 min.
4. Lavado del ácido fluorhídrico por 1 minuto.
5. Secado de la superficie con aire proporcionado por la jeringa triple.
6. Colocación de silano en la superficie tratada mediante un aplicador y esperar 30 segundos, repetir este procedimiento 2 veces.
7. Colocación de resina Transbond XT sobre la malla del bracket metálico.
8. Cementado del bracket sobre la porcelana tratada mediante un porta brackets en el centro de la corona clínica previamente medida y establecida.
9. Fotopolimerización durante 40 segundos con lámpara de Luz Led a 3 mm de la superficie del bracket: 30 segundo desde incisal y 30 segundos desde gingival.

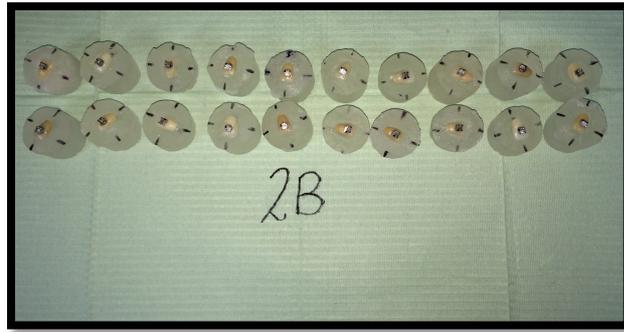


Figura 32. Muestras grupo 2B.

8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

8.1 Metodología

En el estudio experimental se empleó una muestra de 80 piezas de porcelana Ivoclar Vivadent IPS Empress®, IPS Empress®2, adheridas a 80 brackets metálicos de ligado Ortho Organizer Roth 0.022 respectivamente. Según los distintos protocolos de cementación descritos anteriormente, fueron divididas en 2 grupos principales (Grupo A 40 unidades, Grupo B 40 unidades) y estos subdivididos en Grupos 1A (20 unidades), 2A (20 unidades); 1B (20 unidades), 2B (20 unidades).

Las piezas fueron sometidas a una fuerza de tracción ejercida por la máquina Tinius Olsen mediante un dispositivo móvil que se acercó al brackets incrustado en el cilindro de acrílico, ubicado en el centro de la base no móvil de la máquina, éste dispositivo se movió a una velocidad de 1mm/min en dirección perpendicular al bracket en sentido gingivo-oclusal, los valores registrados digitalmente se establecieron en unidades Newton (N). Los datos recogidos se transformaron a Kilogramos/Fuerza (Kg/f) mediante la fórmula $1N = 0.102 \text{ Kg/f}$.

El programa Amazon Tinius Olsen midió el resultado que se obtuvo a través de una curva que dibujó la máxima fuerza y cayó cuando se produjo la fractura. Esto mediante un software denominado Horizon; cuya función principal es la de recolectar, presentar y automatizar datos para ensayos de control de calidad. (70)

Para el análisis estadístico, se aplicaron fórmulas estadísticas como la media, moda, mediana, desviación estándar, porcentaje, que se representan en las tablas y gráficas a continuación.

8.2 Resultados:

Tabla 1.

Grupo A	
Número	Resultado en Kg/f
1	6.09
2	6.90
3	6.18
4	6.53
5	7.03
6	6.43
7	6.81
8	7.49
9	7.64
10	6.76
11	9.37
12	7.03
13	7.30
14	8.21
15	7.48
16	8.83
17	7.83
18	4.14
19	8.13
20	6.22
21	10.09
22	7.30
23	6.03
24	6.01
25	7.20
26	7.93
27	7.07
28	1.23
29	8.57
30	6.92
31	6.62
32	7.40
33	5.72
34	6.86
35	2.18
36	5.16
37	7.70
38	7.42
39	6.78
40	9.85

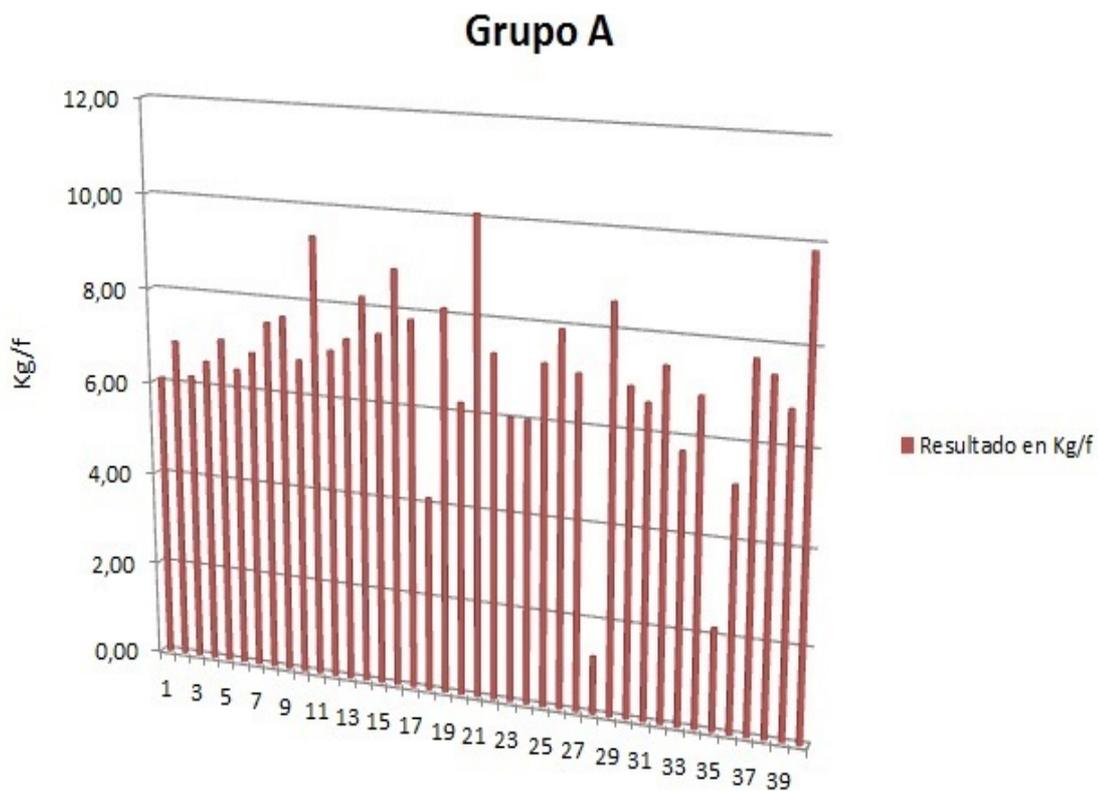
Tabla 1. Datos del Grupo A

Tabla 2.

Grupo B	
Número	Resultado en Kg/f
1	5.02
2	5.69
3	7.25
4	4.96
5	5.93
6	4.86
7	5.80
8	6.16
9	6.84
10	5.10
11	6.17
12	5.92
13	6.27
14	5.04
15	5.82
16	7.81
17	4.93
18	7.46
19	6.93
20	9.44
21	2.40
22	6.14
23	5.50
24	8.86
25	5.77
26	8.14
27	6.14
28	5.48
29	7.19
30	6.07
31	5.12
32	5.48
33	3.52
34	3.61
35	3.90
36	6.69
37	7.19
38	4.45
39	5.12
40	4.94

Tabla 2. Datos del Grup

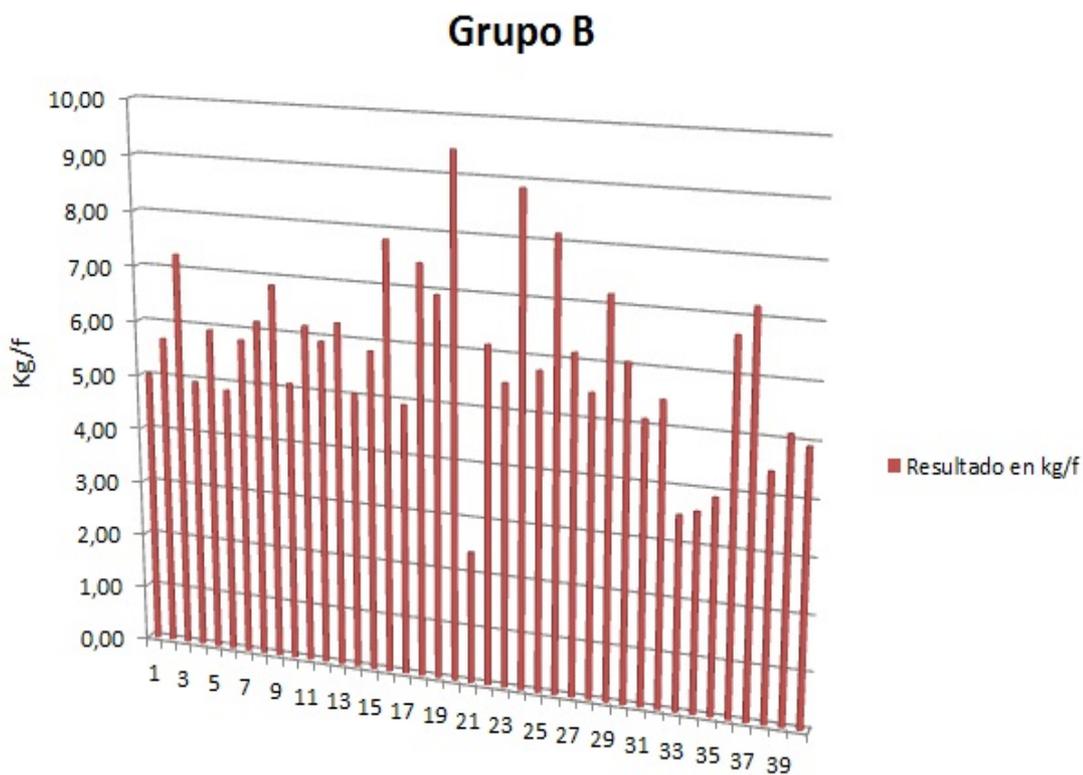
Gráfica 1.



Gráfica 1. Valores de 40 muestras obtenidas en el Grupo A (Desglaceado con Al_2O_3), cuyo promedio de fuerza de resistencia es 6.91 Kg/f.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

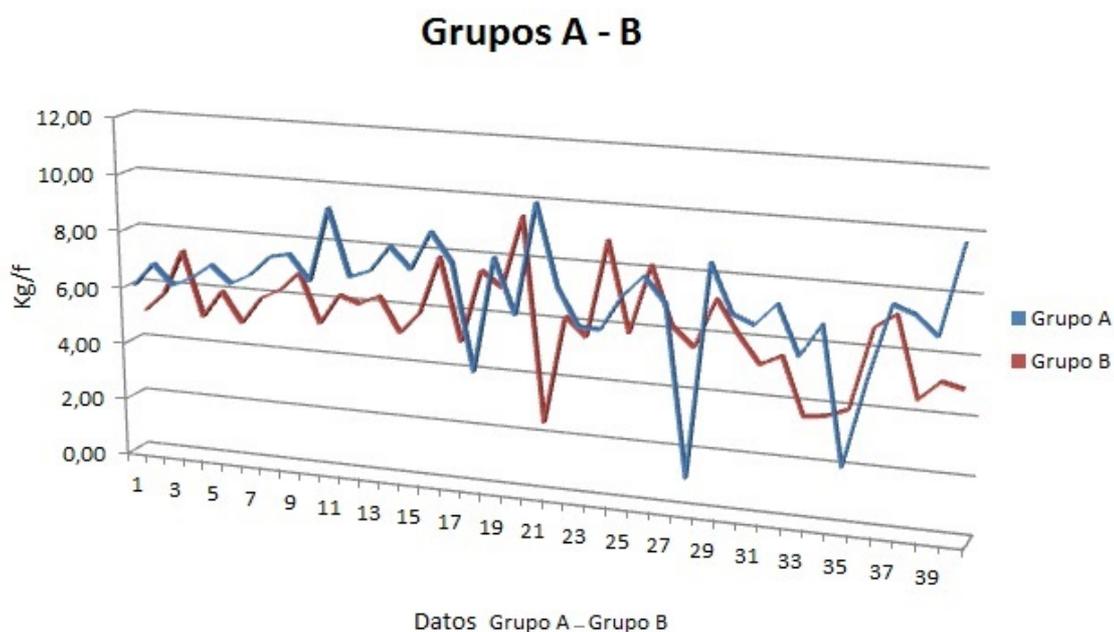
Gráfica 2.



Gráfica 2. Valores de 40 muestras obtenidas en el Grupo B (Desglaceado con fresa de grano fino de 62 micras troncocónica), cuyo promedio de fuerza de resistencia es 5,88 Kg/f.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Gráfica 3.



Gráfica 3. Valores combinados de los Grupos A y B, cuyos promedios fueron 6.91 kg y 5.88 Kg/f respectivamente, lo que demuestra que el Grupo A posee mayor fuerza de resistencia al desprendimiento de 1.03 Kg/f mayor que la del Grupo B. Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Tabla 3.

Grupo A			
Grupo 1A	Resultado en Kg/f	Grupo 2A	Resultado en Kg/f
1A1	6.09	2A1	10.09
1A2	6.90	2A2	7.30
1A3	6.18	2A3	6.03
1A4	6.53	2A4	6.01
1A5	7.03	2A5	7.20
1A6	6.43	2A6	7.93
1A7	6.81	2A7	7.07
1A8	7.49	2A8	1.23
1A9	7.64	2A9	8.57
1A10	6.76	2A10	6.92
1A11	9.37	2A11	6.62
1A12	7.03	2A12	7.40
1A13	7.30	2A13	5.72
1A14	8.21	2A14	6.86
1A15	7.48	2A15	2.18
1A16	8.83	2A16	5.16
1A17	7.83	2A17	7.70
1A18	4.14	2A18	7.42
1A19	8.13	2A19	6.78
1A20	6.22	2A20	9.85
Total	142.40	Total	134.04
Media	7.12	Media	6.70

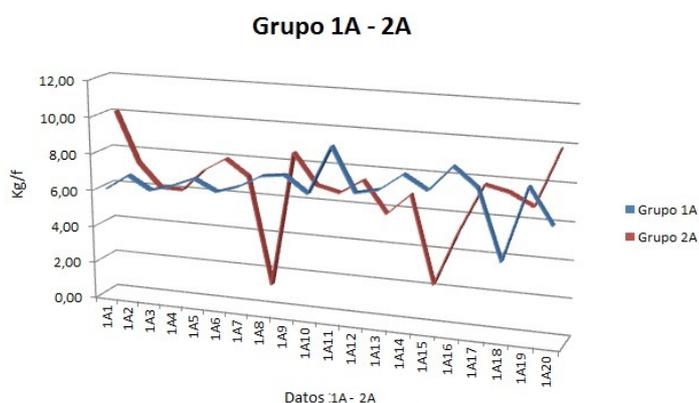
Tabla 3. Datos del Grupo 1A – 2

Tabla 4.

Grupo B			
Grupo 1B	Resultado en Kg/f	Grupo 2B	Resultado en Kg/f
1B1	5.02	2B1	2.40
1B2	5.69	2B2	6.14
1B3	7.25	2B3	5.50
1B4	4.96	2B4	8.86
1B5	5.93	2B5	5.77
1B6	4.86	2B6	8.14
1B7	5.80	2B7	6.14
1B8	6.16	2B8	5.48
1B9	6.84	2B9	7.19
1B10	5.10	2B10	6.07
1B11	6.17	2B11	5.12
1B12	5.92	2B12	5.48
1B13	6.27	2B13	3.52
1B14	5.04	2B14	3.61
1B15	5.82	2B15	3.90
1B16	7.81	2B16	6.69
1B17	4.93	2B17	7.19
1B18	7.46	2B18	4.45
1B19	6.93	2B19	5.12
1B20	9.44	2B20	4.94
Total	123.39	Total	111.70
Media	6.17	Media	5.59

Tabla 4. Datos del Grupo 1B – 2B

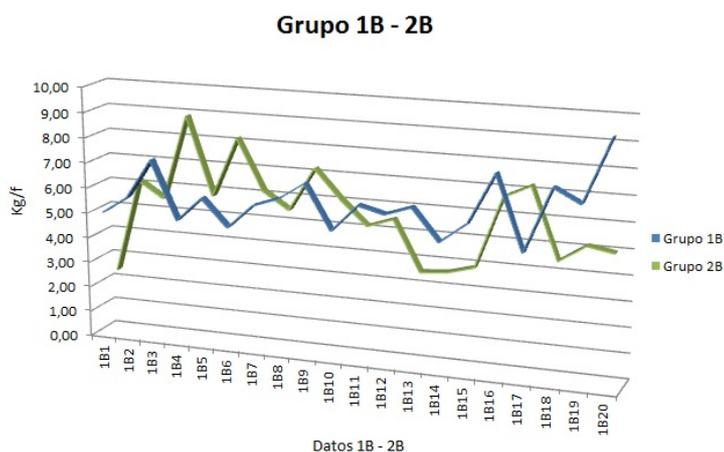
Gráfica 4.



Gráfica 4. Valores combinados de los subgrupos 1A (con adhesivo) y 2A (sin adhesivo), cuyos promedios fueron 7.12 kg y 6.70 Kg/f respectivamente, lo que demuestra que el subgrupo 1A posee una resistencia a la tensión de compresión de 0.42 Kg/f mayor que la del subgrupo 2A.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Gráfica 5.



Gráfica 5. Valores combinados de los subgrupos 1B (con adhesivo) y 2B (sin adhesivo), cuyos promedios fueron 6.17 kg/f y 5.59 Kg/f respectivamente, lo que demuestra que el subgrupo 1B posee una resistencia a la tensión de compresión de 0.58 Kg/f mayor que la del subgrupo 2B.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Tabla 5.

	Grupo A	Grupo B	Total A-B
Suma	276.44	235.09	511.53
Media	6.91	5.88	6.39
Moda	7.03	6.14	7.03
Val. Interm.	7.03	5.81	6.48
Desv. Est.	1.68	1.41	1.62

Tabla 5. Resumen de datos estadísticos obtenidos de los Grupos A, B y combinación de los mismos.

Tabla 6.

	Grupo 1A	Grupo 2A	Total 1A - 2A
Suma	142.40	134.04	276.44
Media	7.12	6.70	6.91
Moda	7.03		7.03
Val. Interm.	7.03	6.99	7.03
Desv. Est.	1.12	2.10	1.68

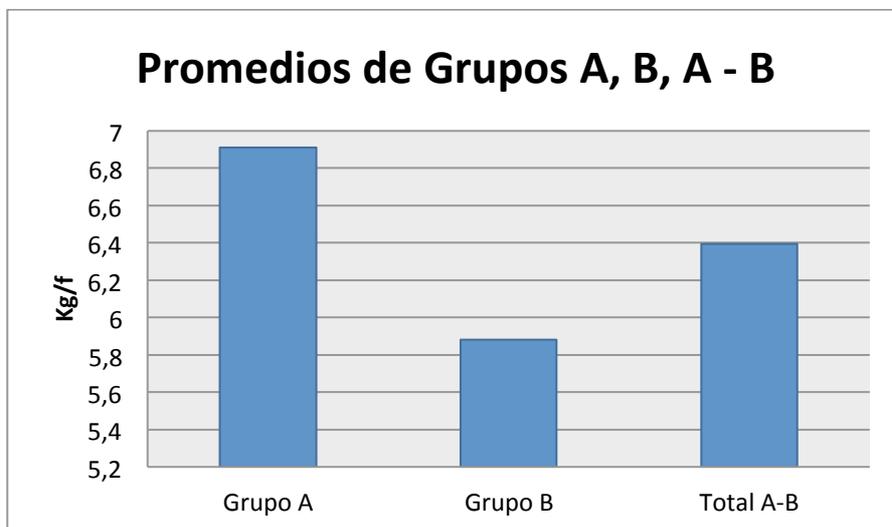
Tabla 6. Resumen de datos estadísticos obtenidos de los subgrupos 1A, 2A y combinación de los mismos. No se registra la Moda del subgrupo 2A, debido a que ningún dato en ese subgrupo se repitió.

Tabla 7.

	Grupo 1B	Grupo 2B	Total 1B - 2B
Suma	123.39	111.70	235.09
Media	6.17	5.59	5.88
Moda		6.14	6.14
Val. Interm.	5.92	5.49	5.81
Desv. Est.	1.18	1.59	1.41

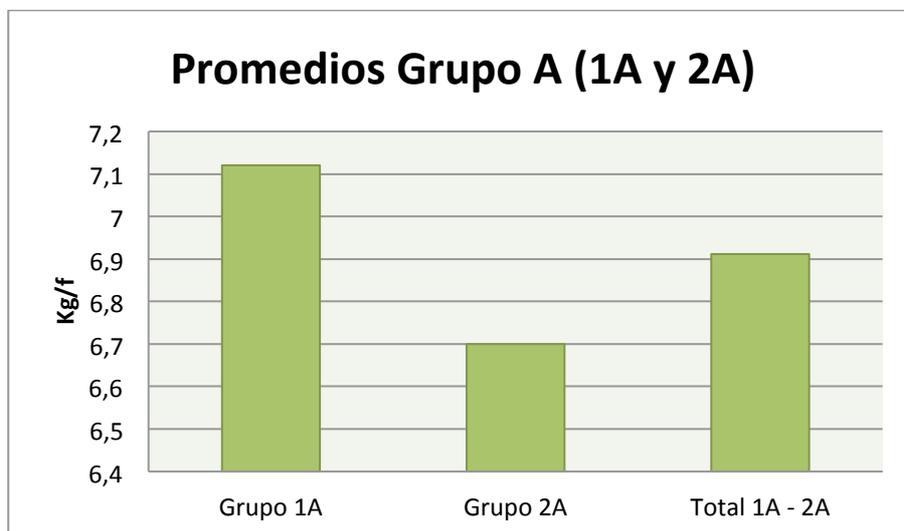
Tabla 7. Resumen de datos estadísticos obtenidos de los subgrupos 1B, 2B y combinación de los mismos. No se registra la Moda del subgrupo 1B, debido a que ningún dato en ese subgrupo se repitió.

Gráfica 6.



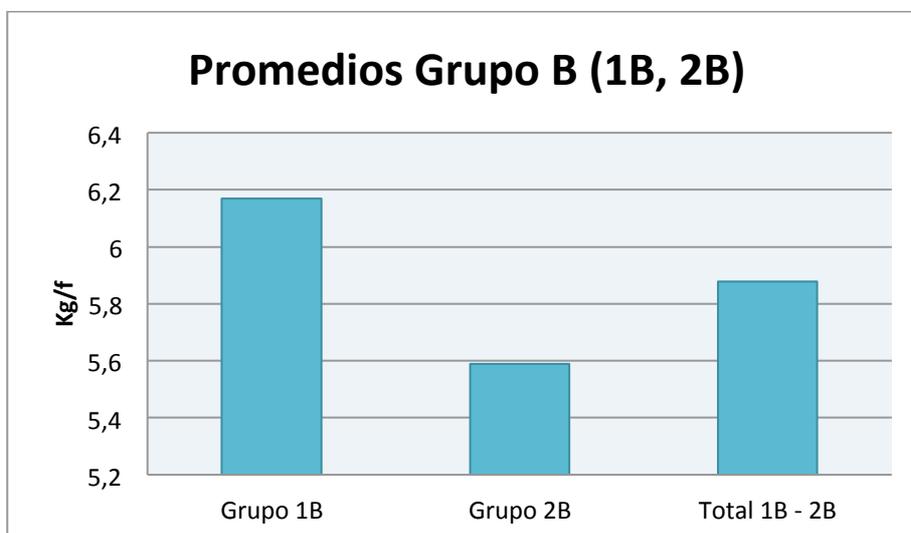
Gráfica 6. Promedios de resistencia de los Grupos A, B y A – B en kg/f. El Grupo A presenta un promedio de 6.91 Kg/f, el Grupo B 5.88 Kg/f y el promedio general de las muestras es de 6.39 Kg/f. Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Gráfica 7.



Gráfica 7. Promedios de resistencia del Grupo A (subgrupo 1A y 2A) en kg/f. El subgrupo 1A presenta un promedio de resistencia de 7.12 Kg/f, el subgrupo 2A 6.70 Kg/f y el promedio general del Grupo A es de 6.91 Kg/f. Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

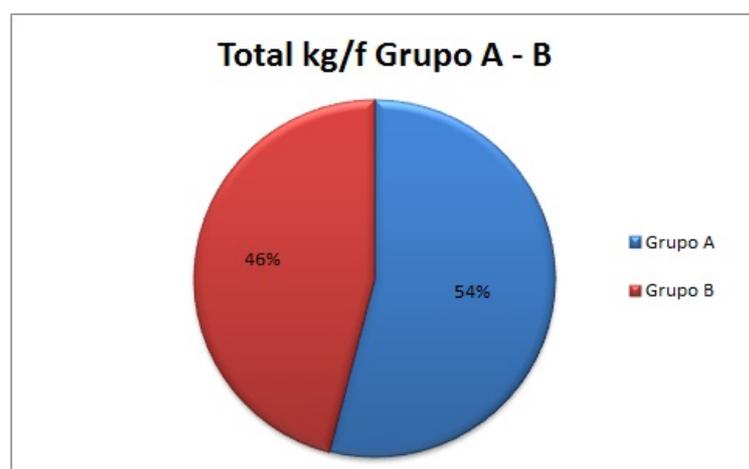
Gráfica 8.



Gráfica 8. Promedios de resistencia del Grupo B (subgrupo 1B y 2B) en kg/f. El subgrupo 1B presenta un promedio de resistencia de 6.17 Kg/f, el subgrupo 2A 5.59 Kg/f y el promedio general del Grupo B es de 5.88 Kg/f.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

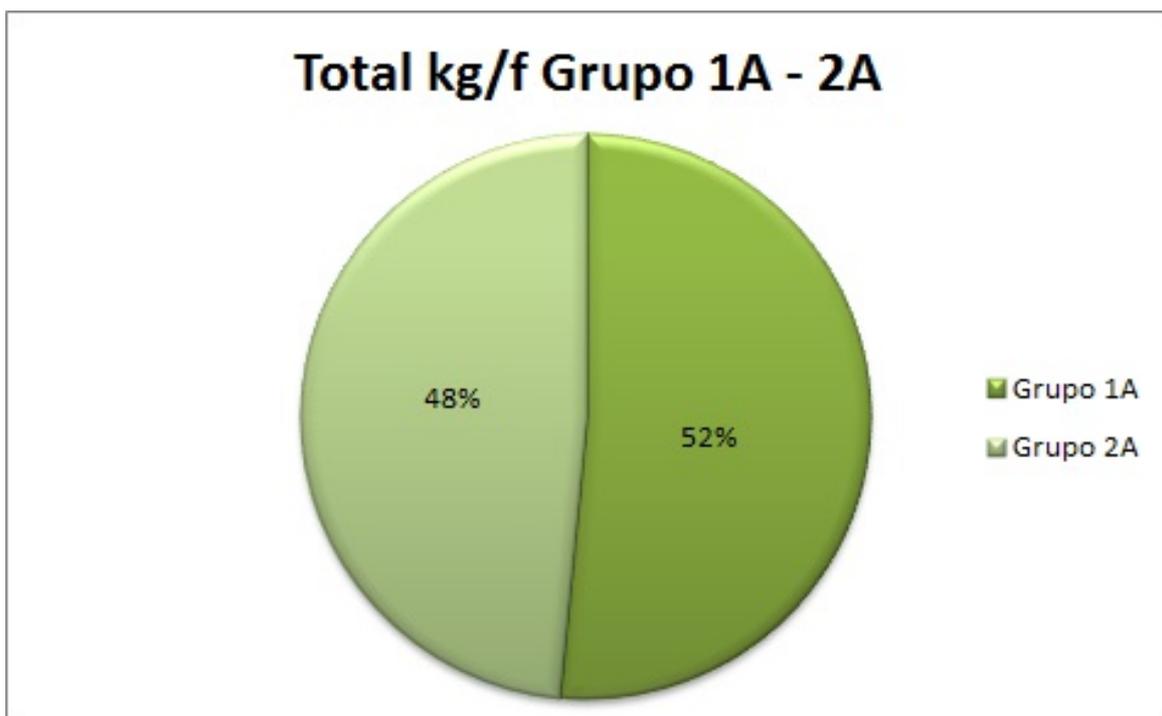
Gráfica 9.



Gráfica 9. Representación de porcentajes del Total de Kg/f de los Grupos A y B, en el cual el Grupo A presenta una resistencia del 54% respecto del Grupo B de 46%, es decir un 8% mayor.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C

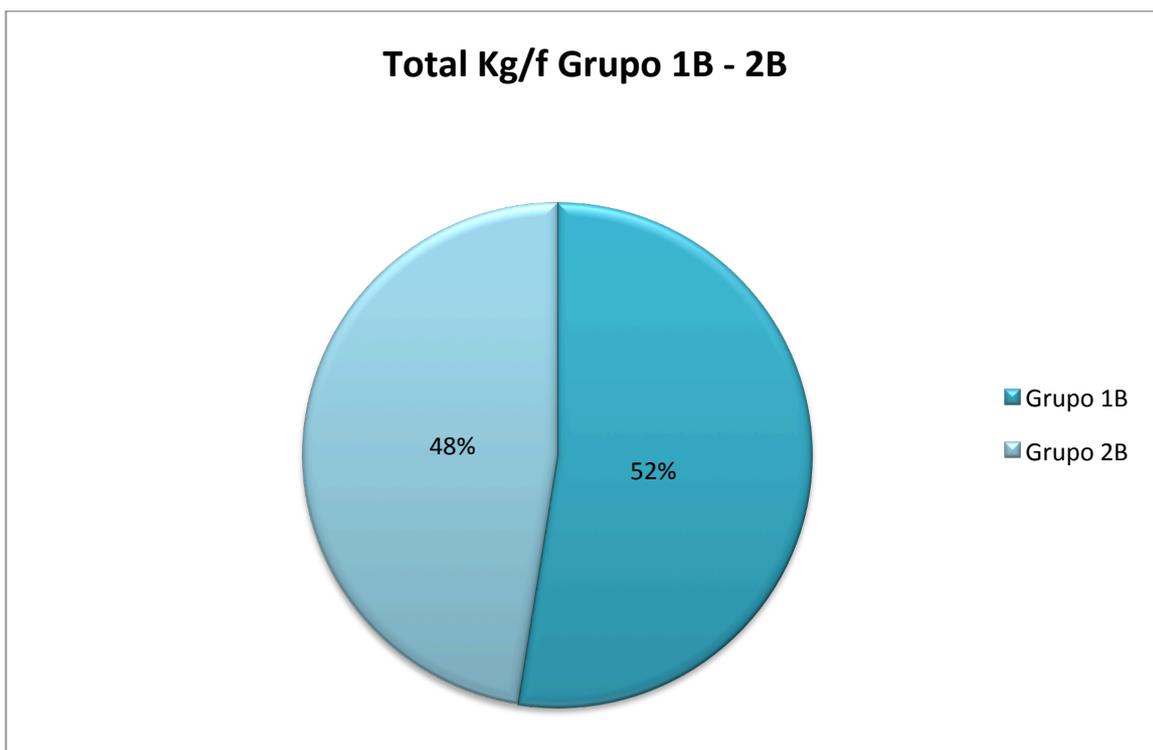
Gráfica 10.



Gráfica 10. Representación de porcentajes del Total de Kg/f del subgrupo 1A y 2A, en el cual el subgrupo 1A presenta una resistencia del 52% respecto del Grupo 2A de 48%, es decir un 4% mayor.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Gráfica 11.



Gráfica 11. Representación de porcentajes del Total de Kg/f del subgrupo 1B y 2B, en el cual el subgrupo 1B presenta una resistencia del 52% respecto del Grupo 2A de 48%, es decir un 4% mayor.

Elaboración: Luisana Luzuriaga C.

Tabla 8.

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas		
Grupo A - Grupo B		
	<i>Variable 1</i>	<i>Variable 2</i>
Media	6.91	5.88
Varianza	2.811	1.989
Observaciones	40.000	40
Coefficiente de correlación de Pearson	0.945	
Diferencia hipotética de las medias	0.000	
Grados de libertad	39.000	
Estadístico t	11.371	
P(T<=t) una cola	0.000	
Valor crítico de t (una cola)	1.685	
P(T<=t) dos colas	0.0000000000000060	
Valor crítico de t (dos colas)	2.023	

Tabla 8. Prueba t de Student para determinar variaciones significativas entre las medias de los Grupos A y B, tomando el valor $\alpha = 0.05$ como no significativo, el análisis demuestra que existe variación significativa entre los datos del Grupo A respecto del Grupo B.

Tabla 9.

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas		
Grupo 1A - 2A		
	<i>Variable</i> 1	<i>Variable</i> 2
Media	7.12	6.70
Varianza	1.264	4.414
Observaciones	20.000	20.000
Coefficiente de correlación de Pearson	0.936	
Diferencia hipotética de las medias	0.000	
Grados de libertad	19.000	
Estadístico t	1.668	
P(T<=t) una cola	0.056	
Valor crítico de t (una cola)	1.729	
P(T<=t) dos colas	0.112	
Valor crítico de t (dos colas)	2.093	

Tabla 9. Prueba t de Student para determinar variaciones significativas entre las medias de los subgrupos 1A y 2A, tomando el valor $\alpha = 0.05$ como no significativo, el análisis demuestra que no existe variación significativa entre los datos del subgrupo 1A respecto del subgrupo 2A.

Tabla 10.

Prueba t para medias de dos muestras emparejadas		
Grupo 1B - 2B		
	<i>Variable</i> 1	<i>Variable</i> 2
Media	6.17	5.59
Varianza	1.385	2.517
Observaciones	20.000	20.000
Coefficiente de correlación de Pearson	0.944	
Diferencia hipotética de las medias	0.000	
Grados de libertad	19.000	
Estadístico t	4.250	
P(T<=t) una cola	0.000	
Valor crítico de t (una cola)	1.729	
P(T<=t) dos colas	0.000433	
Valor crítico de t (dos colas)	2.093	

Tabla 9. Prueba t de Student para determinar variaciones significativas entre las medias de los subgrupos 1B y 2B, tomando el valor $\alpha = 0.05$ como no significativo, el análisis demuestra que existe variación significativa entre los datos del subgrupo 1B respecto del subgrupo 2B.

9. DISCUSIÓN

Es muy común que pacientes adultos acudan a la consulta odontológica, por lo general con restauraciones estéticas de porcelana, lo mismo que representa un reto para el ortodoncista: la colocación de la aparatología sobre superficies artificiales. (52)

En el área odontológica para realizar una excelente adhesión es necesario conseguir una superficie adherente con elevada energía superficial y un adhesivo que proporcione baja tensión superficial.(56)

Varios profesionales al ver las desventajas de este procedimiento optan por la colocación de la aparatología mediante bandas o simplemente retiraran las coronas de porcelana y colocan provisionales de acrílico que garanticen una mejor adhesión. (53)

El problema entre la adhesión de brackets sobre porcelana dental se basa en la difícil penetración de la resina sobre la superficie glaseada, debido a esto se realiza el grabado de la porcelana para formar porosidades que faciliten el proceso, así también se realiza el arenamiento de la superficie de porcelana con óxido de aluminio. (54)

El presente estudio trató de comparar dos métodos para determinar el más eficiente en adhesión mediante el arenado de la superficie glaseada con óxido de

aluminio y el retiro del glaseado con un fresa de grano fino de 62 micras troncocónica.

El material de porcelana seleccionado para este estudio fue porcelana feldespática vidriada, usada más comúnmente para restauraciones protésicas ya que pueden usarse solas o sobre esqueletos metálicos, su amplio uso se debe principalmente a las bondades estéticas que proporciona.

Los brackets fueron adheridos mediante el mismo protocolo de adhesión con la varianza de método del retiro del glaseado y la aplicación del adhesivo de la resina que se utilizó.

Los resultados en el presente estudio demostraron que el 54% de la muestra correspondiente al grupo A resistieron más a la fuerza de tracción que el 46% correspondiente al grupo B.

El promedio de fuerzas obtenidos en los grupos y subgrupos en las pruebas de tracción oscilan entre 6,39 Kgs, siendo el grupo que mayor fuerza de tracción en promedio resistió, el grupo 1A en el cual se retiró el glaseado de la porcelana con arenado con óxido de aluminio y en el protocolo de adhesión se utilizó el adhesivo correspondiente a la resina que se utilizó.

El grupo A, en la subdivisión de dos grupos, mostró que el grupo 1A fue superior en la fuerza de resistencia a la tracción en un 52% en comparación al grupo 2A con un 48%; de la misma manera sucedió en el grupo B donde el grupo 1B

representó mayor resistencia a la fuerza de tracción en un 52% frente a un 48% del grupo 2B.

El resultado en promedio de la resistencia que mostraron los grupos es el siguiente: del grupo A= 6.91 Kgs , grupo 1A = 7,12 Kgs, grupo 2A = 6.70 Kgs y del grupo B= 5.88 Kgs, grupo 1B = 6,17 Kgs, grupo 2B = 5.55 kgs.

Mediante el análisis estadístico de T de student el presente estudio demostró que existe variación significativa entre los promedios de los grupos A y B, en los subgrupos 1A y 2A no existe varianza significativa y que en los subgrupos 1B y 2B si existe varianza significativa.

Estos resultados coinciden con los arrojados por el estudio que realizó Wood y col (29), Smith y Col y Winchester, donde demostraron que las rugosidades de la superficie de porcelana aumentaron significativamente la resistencia de unión de brackets sobre ésta, pero así también demostraron que aumenta la fractura de la misma en el momento del retiro de los aparatos ortodóncicos. (57 – 58)

Es importante considerar que la fuerza máxima masticatoria funcional se encuentra entre 60 a 70 kgs y la fuerza masticatoria habitual fluctúa entre 15 y 25 kgs (50), por lo que los resultados del grupo experimental del presente estudio que más resistencia de tracción arrojaron, se aproximó en promedio a 7.12 Kg, resultado menor a la fuerza masticatoria habitual lo que puede influenciar en los fracasos de adhesión de brackets metálicos sobre porcelana dental, a pesar de las microretenciones en las superficies; sin embargo el retiro del glaseado de la

porcelana, como se ha comprobado en este estudio determina fuerzas considerables de adhesión para los tratamientos ortodóncicos.

Se ha demostrado también que este proceso produce fuerzas comparables con la unión de brackets a esmalte mediante el grabado ácido. ⁽⁵⁹⁾

Sin embargo, al ser el presente un estudio in vitro, no se tomó en cuenta los factores intraorales que afectan a la adhesión de la aparatología sobre las distintas superficies, como es el caso de la presencia de placa bacteriana que altera el ph oral, la temperatura intraoral, tipo de alimentación, etc. Así lo ha demostrado Larri J. en su estudio donde determinó que en las primeras 24 horas después de cementada la aparatología la adhesión es mayor y que esta fuerza puede mantenerse por un mes e ir disminuyendo progresivamente durante los 24 meses posteriores a la adhesión. ⁽⁶¹⁾

La desventaja de crear estas microretenciones sobre la porcelana dental es que después de retirada la aparatología la superficie es inaceptable estéticamente, con la necesidad de realizar una nueva restauración estética. ⁽⁵⁵⁾

10. CONCLUSIONES

- El uso de un adecuado protocolo de cementación de brackets sobre superficies de porcelana proporciona fuerzas de resistencia aceptables para los tratamientos de Ortodoncia.
- La permeabilidad de la resina en la porcelana no se da únicamente por proceso químico, es por esto la necesidad de crear micro retenciones mecánicas sobre ésta para producir la infiltración del material resinoso y lograr una adecuada adhesión.
- Las micro retenciones en la superficie de la porcelana vidriada se logran mediante aplicación de arenado con óxido de aluminio, retiro del glaseado con fresa de grano fino y el grabado ácido con ácido fluorhídrico.
- En este estudio se observaron mayores resultados de resistencia a la tracción sobre superficies de porcelana con retiro del glaseado usando el arenado con óxido de aluminio de 50 micras previo a la cementación de los brackets.
- Con el análisis de los resultados se puede afirmar como verdadera la hipótesis planteada donde el óxido de aluminio supera al fresado en el retiro de la capa vidriosa de la porcelana proporcionando mejores resultados en la resistencia al desprendimiento de la aparatología.

- Se pone a consideración el protocolo de cementación que arrojó mejores resultados en la resistencia a la tracción para el uso en la clínica de especialidades ortodóncicas como se propuso en los objetivos.
- El uso del adhesivo correspondiente a la casa comercial de la resina a usarse dentro del protocolo de cementación aumenta la resistencia a la fuerza de tracción en comparación al protocolo donde no fue usado, sin embargo los resultados no son estadísticamente significativos para el grupo donde se retiró el glaseado mediante fresado.
- De acuerdo al promedio de fuerzas de los grupos A y B sometidos al experimento se puede determinar una fuerza promedio aplicable a la aparatología para los tratamientos de ortodoncia de 6.39 Kg/f.

11. RECOMENDACIONES

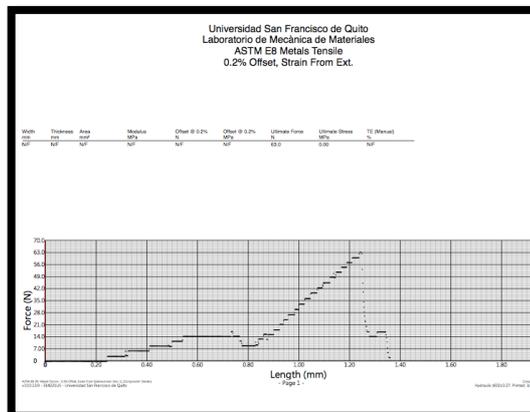
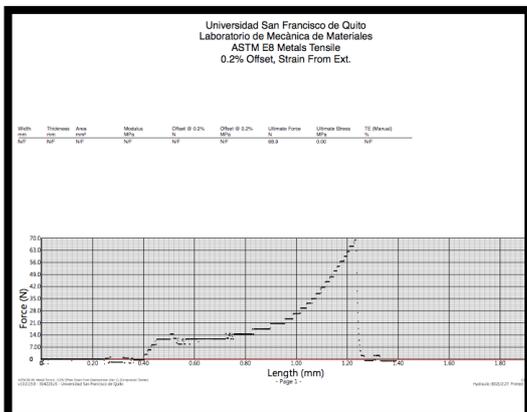
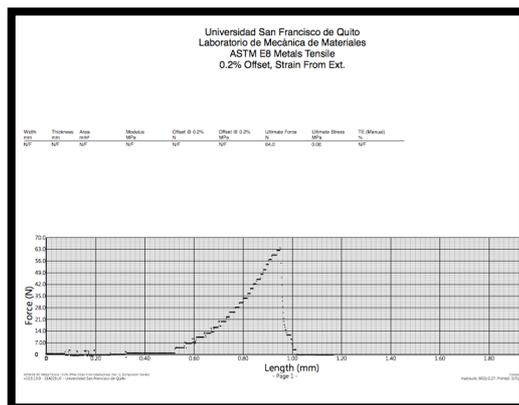
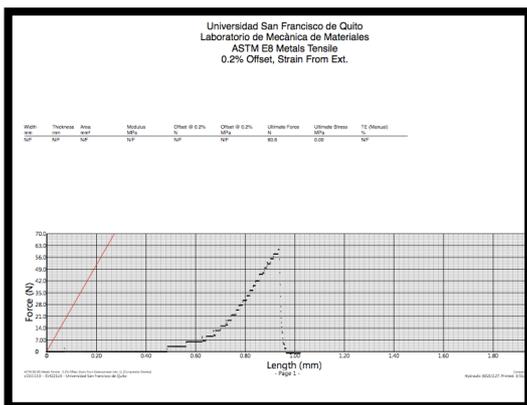
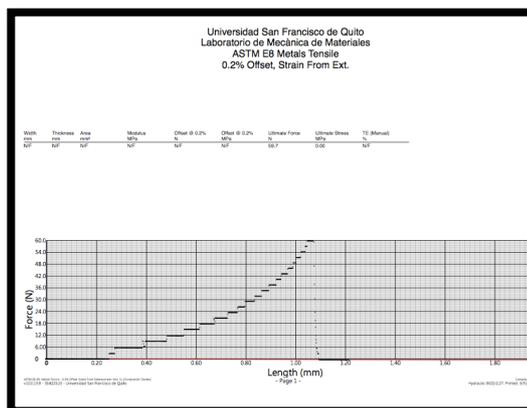
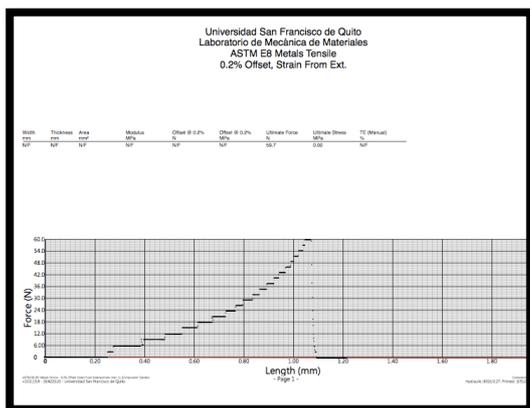
A partir de los resultados del presente estudio in vitro se recomienda:

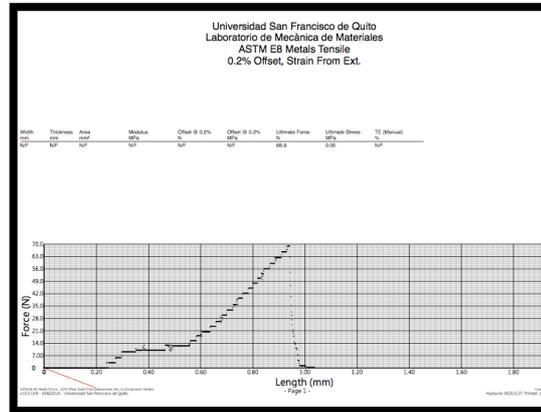
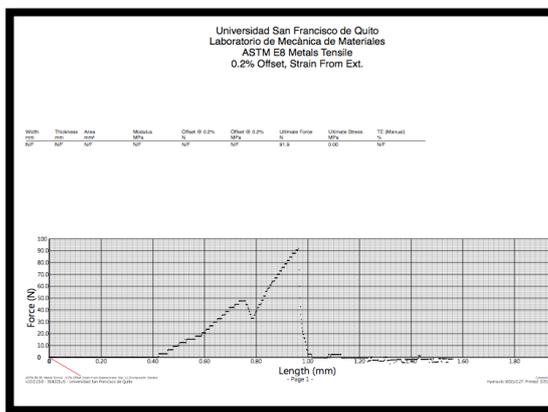
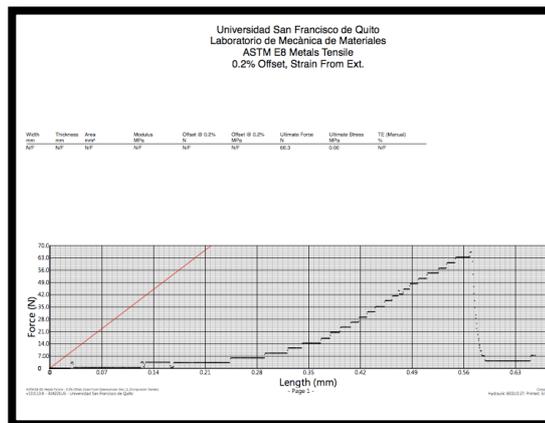
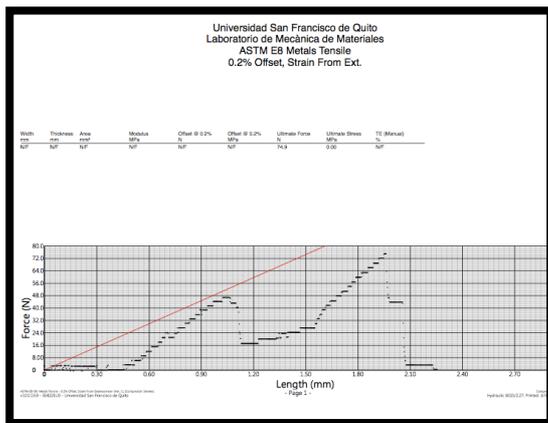
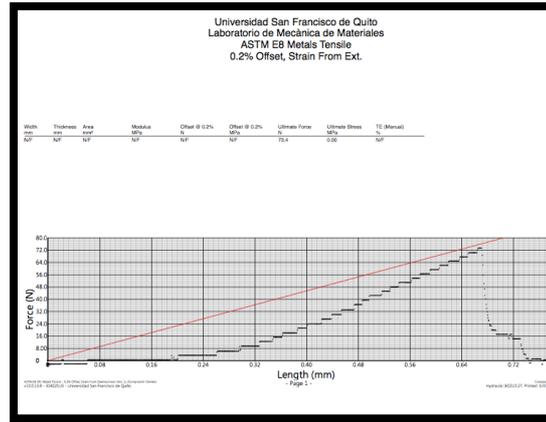
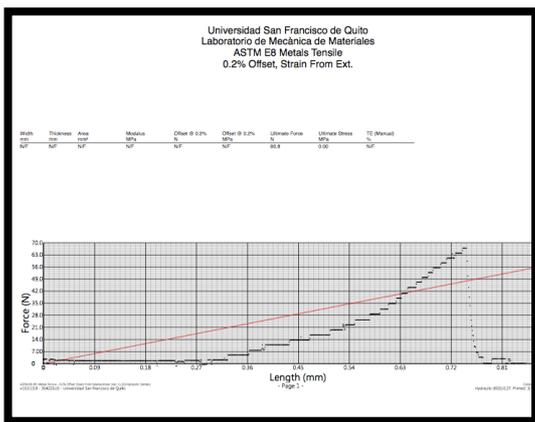
- Uso de aislamiento absoluto para el arenado con óxido de aluminio sobre restauraciones de porcelana feldespática para evitar lesiones en los órganos intraorales y tejidos periodontales.
- Realizar un estudio adicional para analizar con microscopio electrónico de barrido la superficie de las porcelanas después de haber retirado los brackets para determinar el grado de fracturas que presenta.
- Elaborar un estudio similar al presente, pero con el uso de brackets de porcelana para realizar la comparación de los resultados.
- Elaboración de estudios donde se pueda determinar una técnica de cementación que logre mejores resultados en la fuerzas de adhesión y que a su vez disminuya el grado de fractura de la porcelana cuando se retira la aparatología ortodóncica al final del tratamiento.

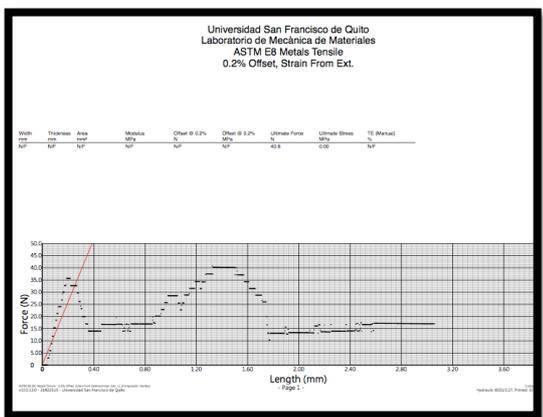
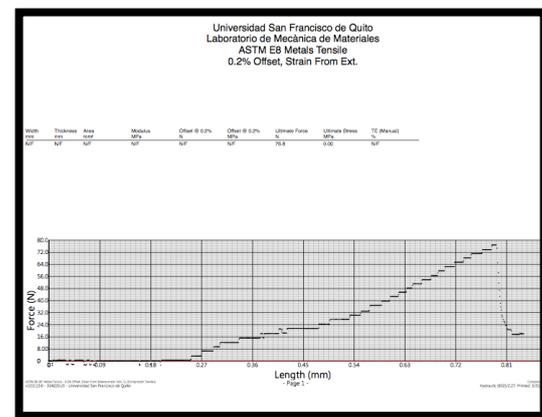
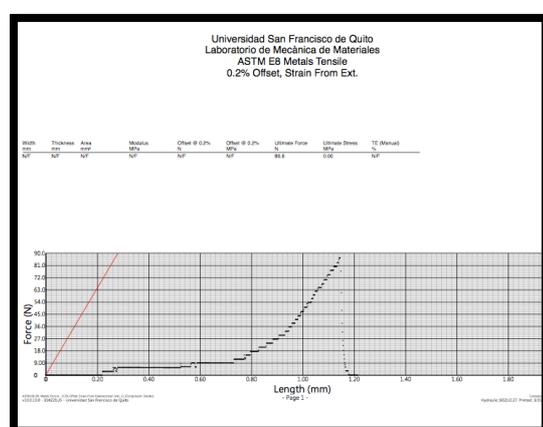
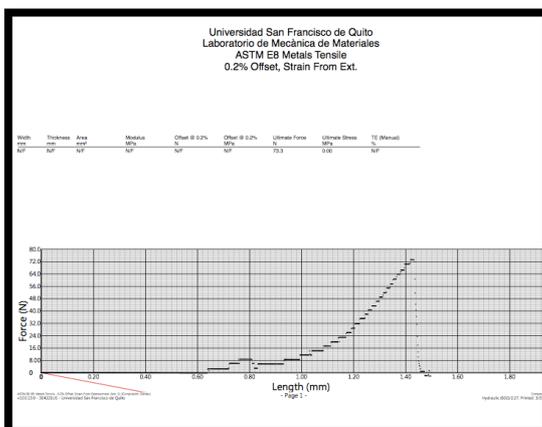
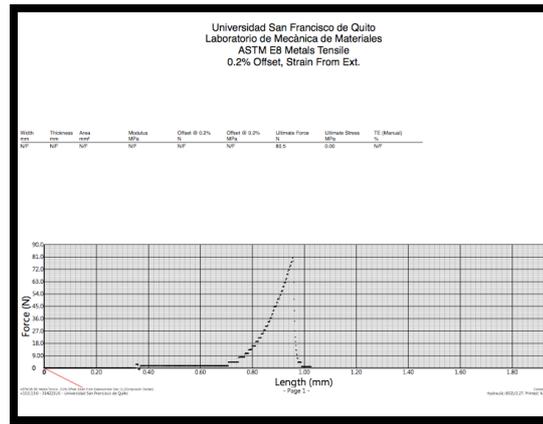
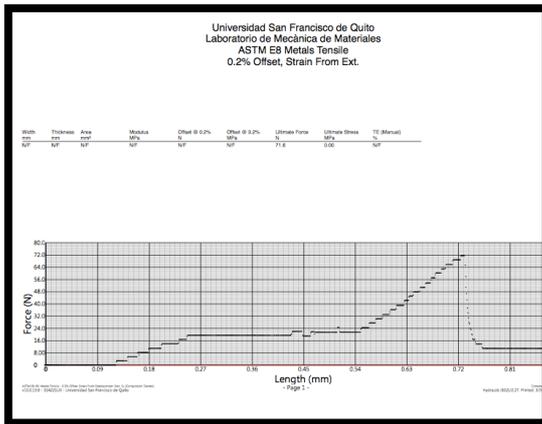
12. ANEXOS

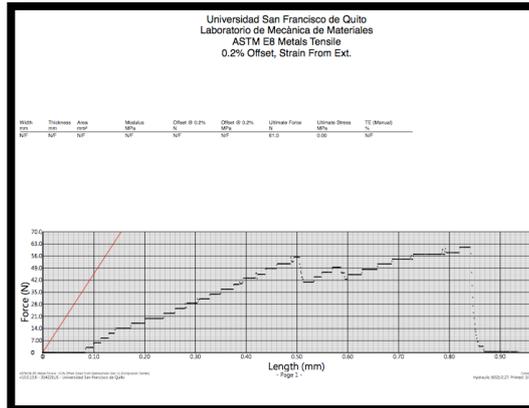
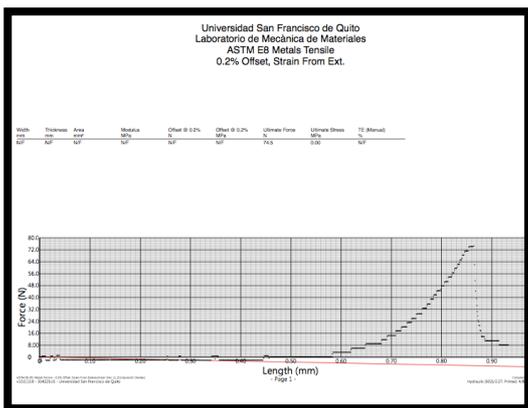
Datos obtenidos digitalmente de cada una de las muestras sometidas a tensión de compresión por la máquina Tinius Olsen en Newtons, facultad de mecánica y robótica, Universidad San Francisco de Quito.

- Gráfica 12- 31. Grupo experimental: 1A1 a 1A20

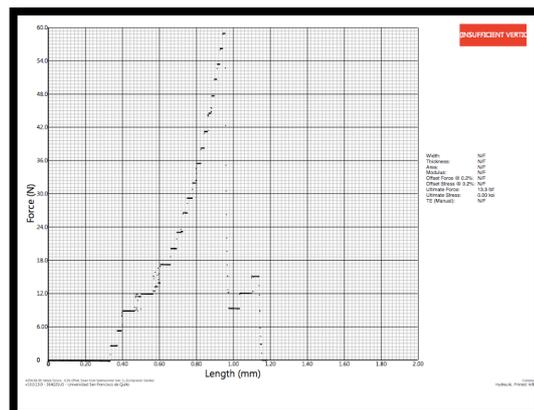
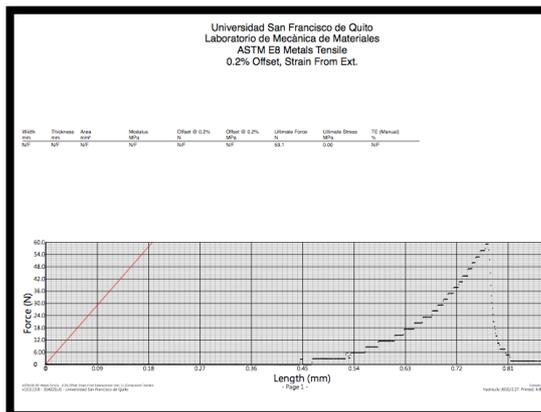
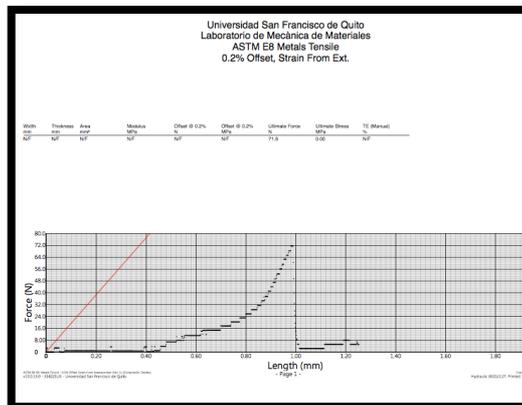
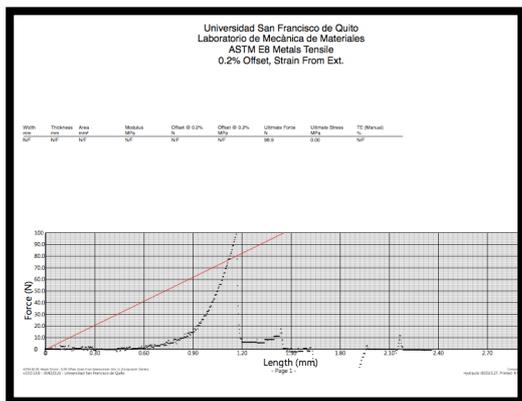


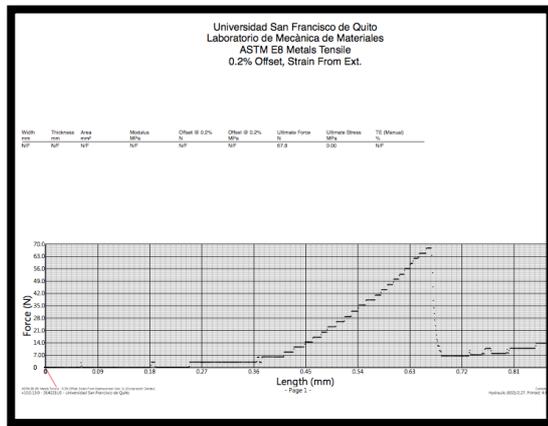
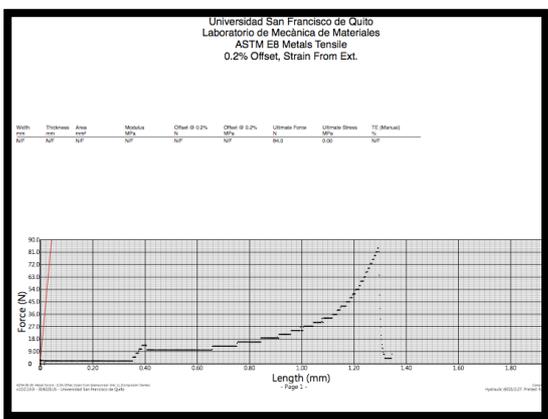
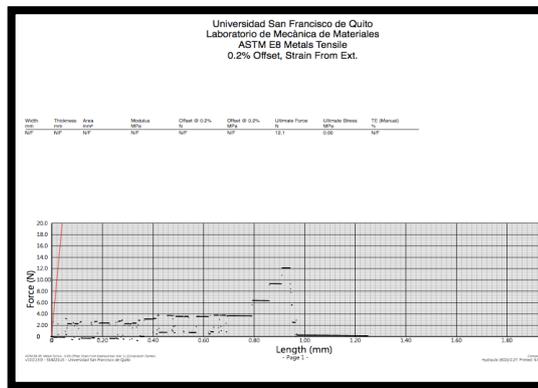
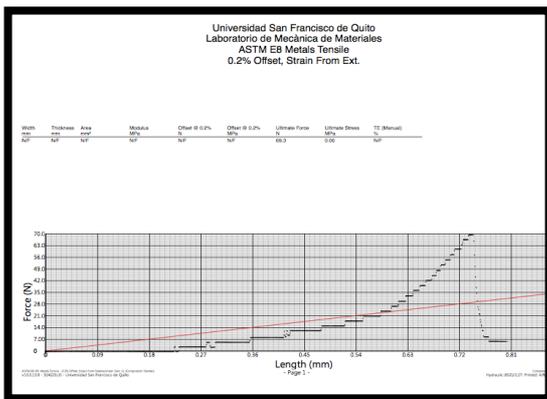
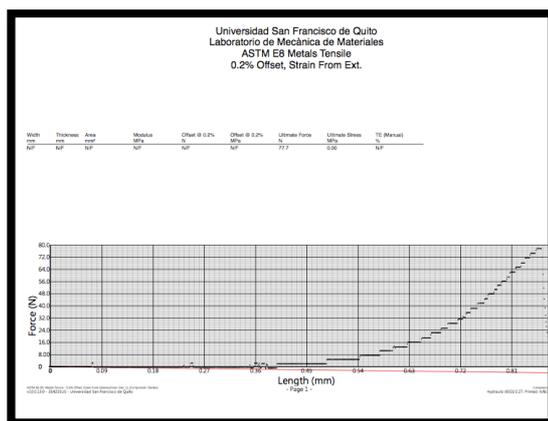
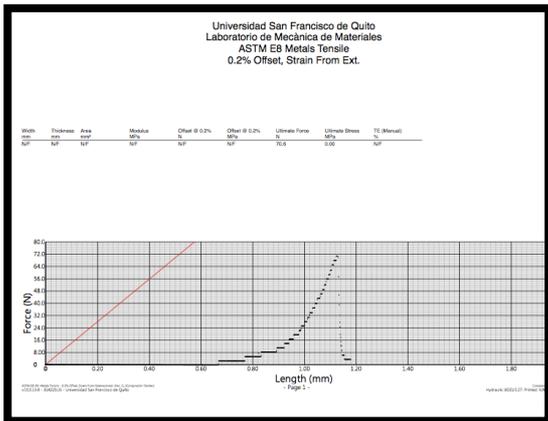


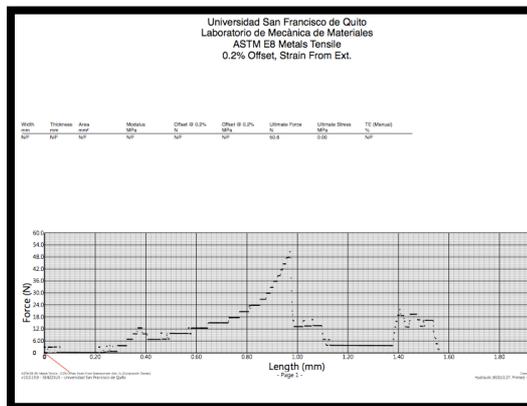
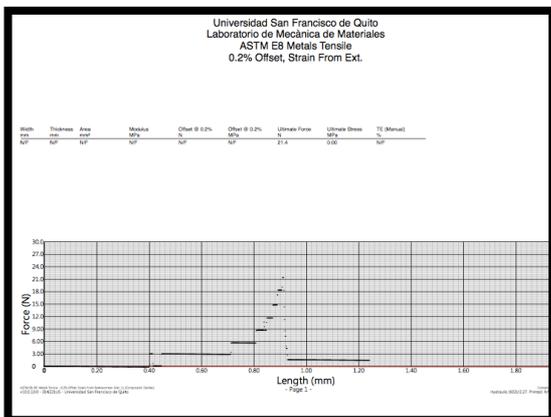
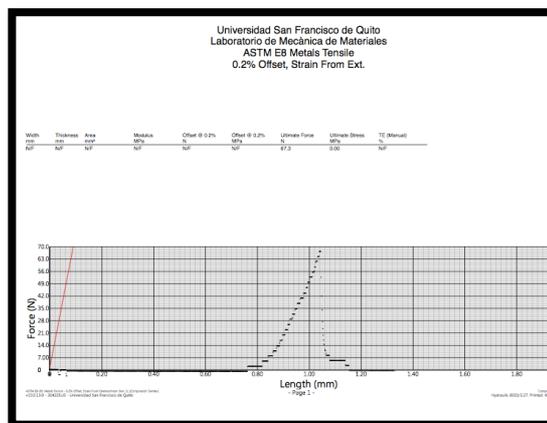
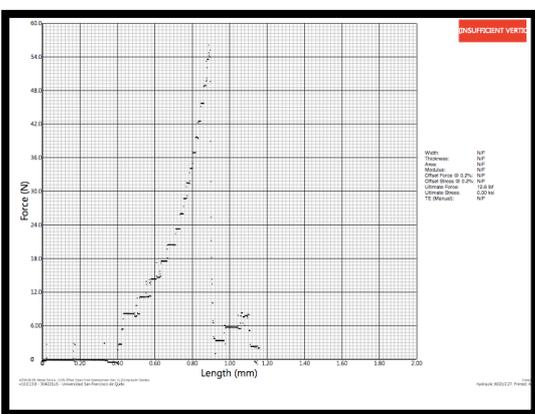
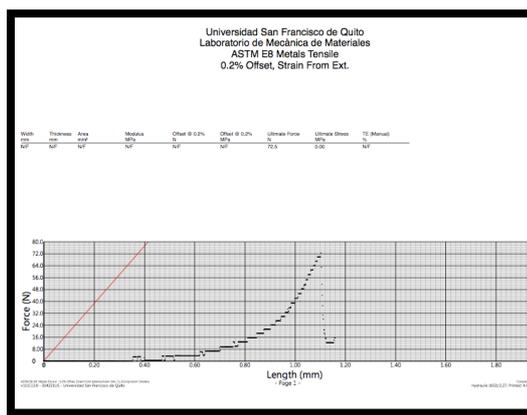
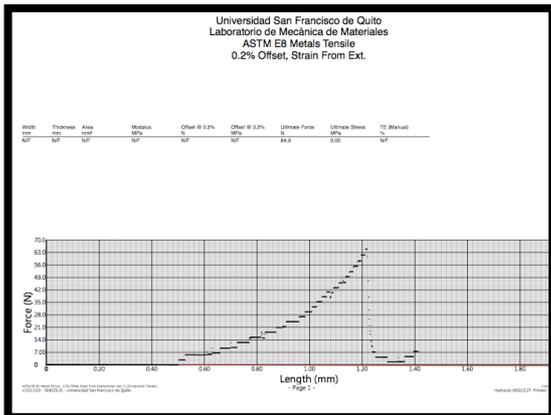


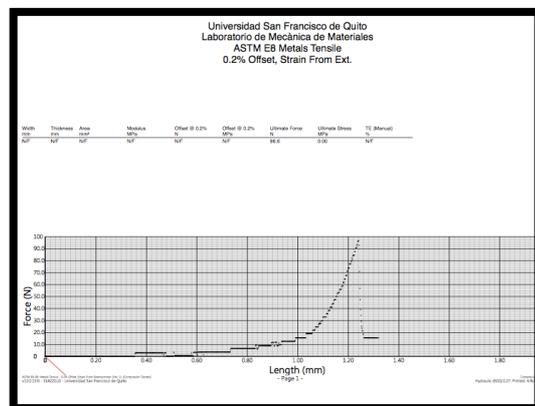
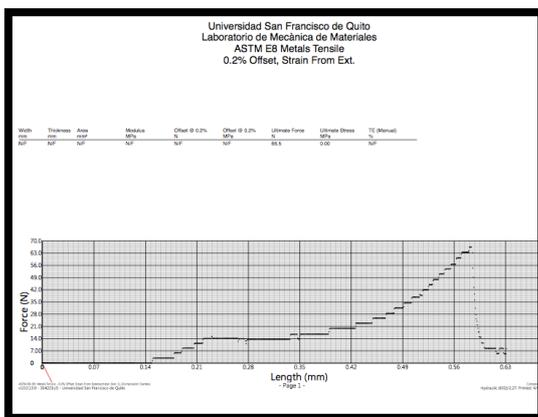
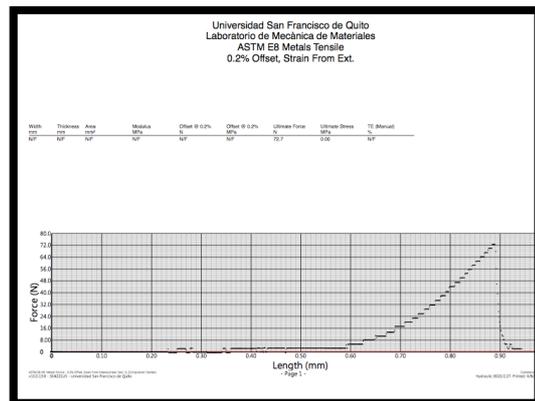
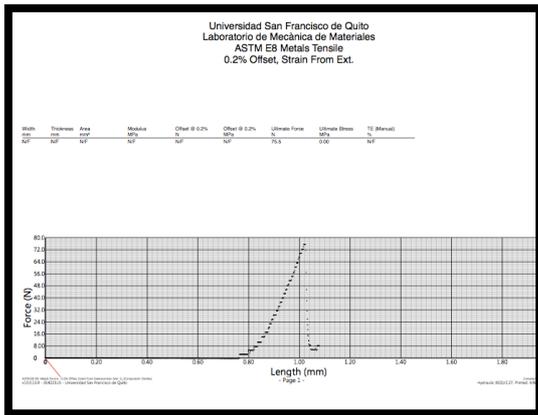


- Gráfica 32-51. Grupo experimental: 2A1 – 2A-20

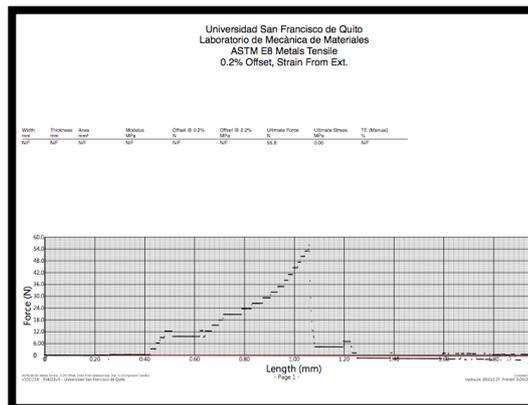
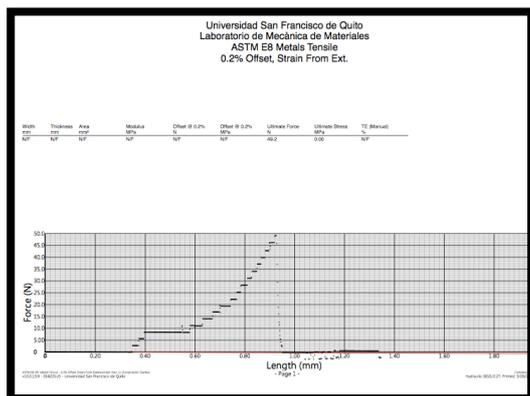


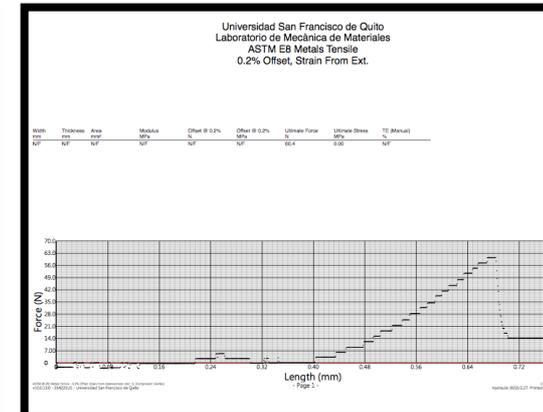
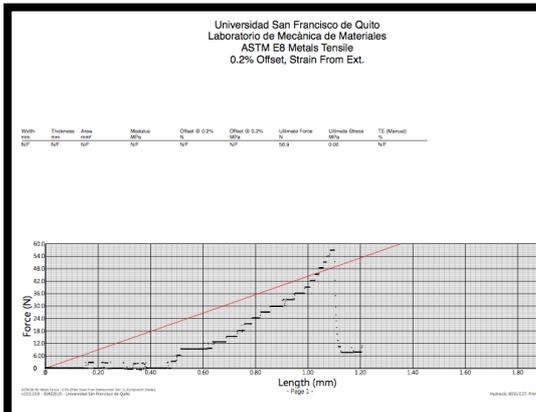
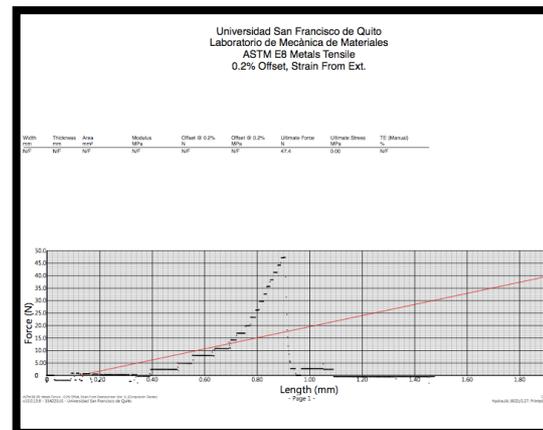
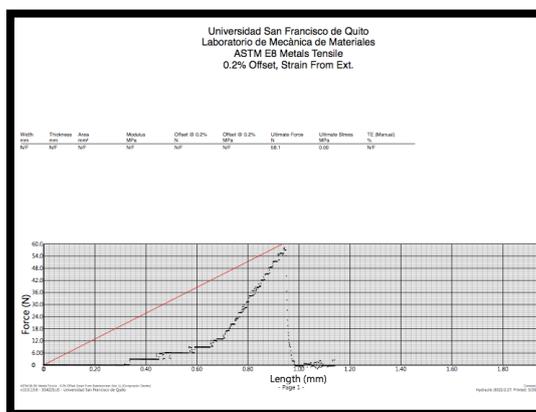
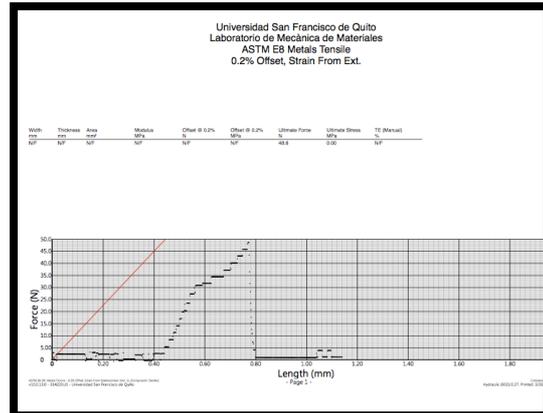
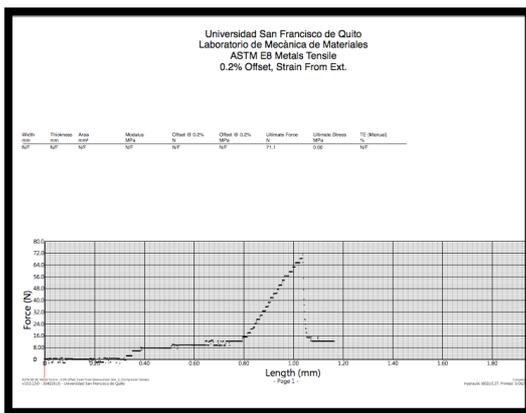


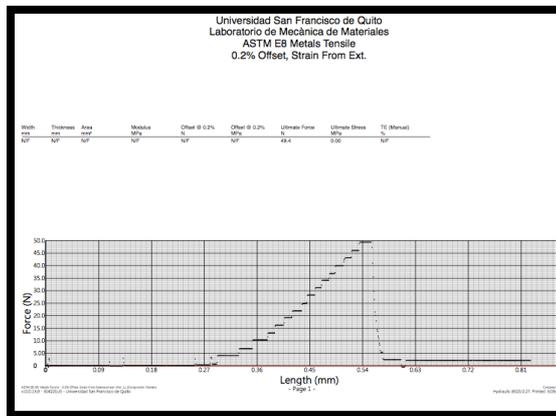
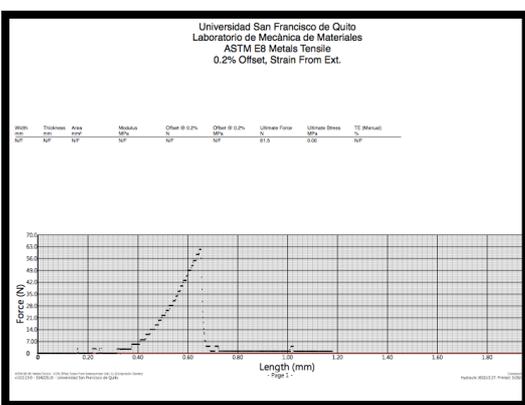
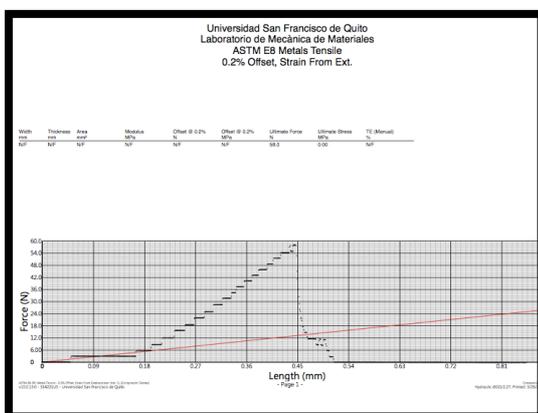
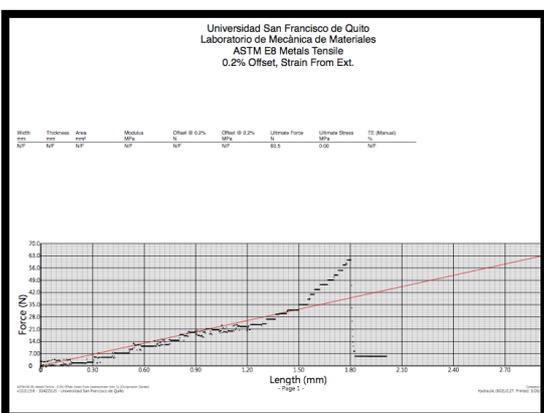
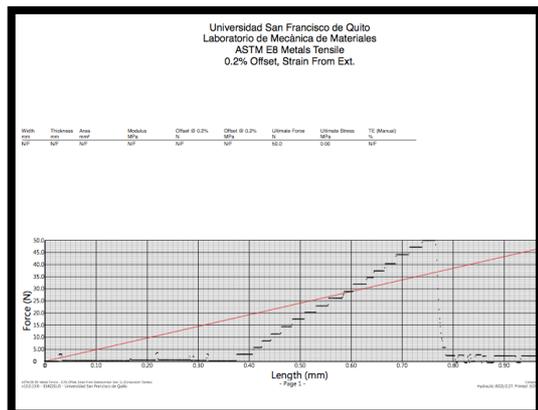
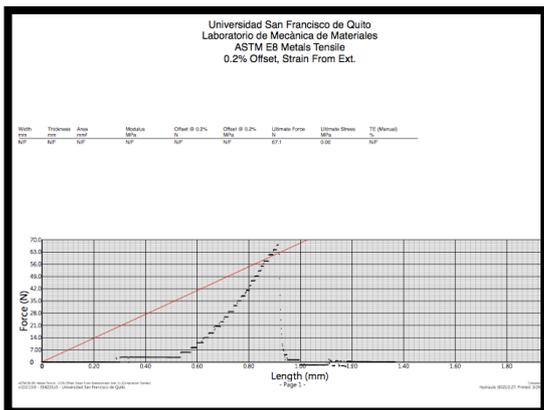


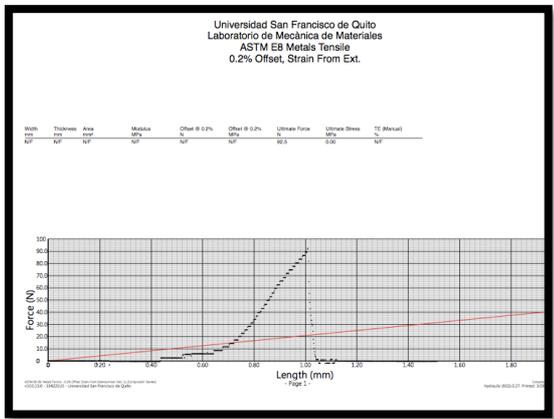
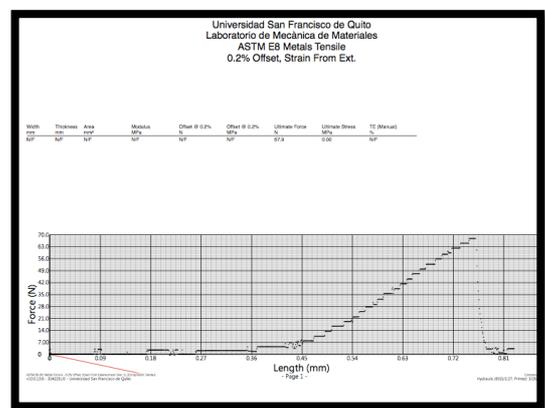
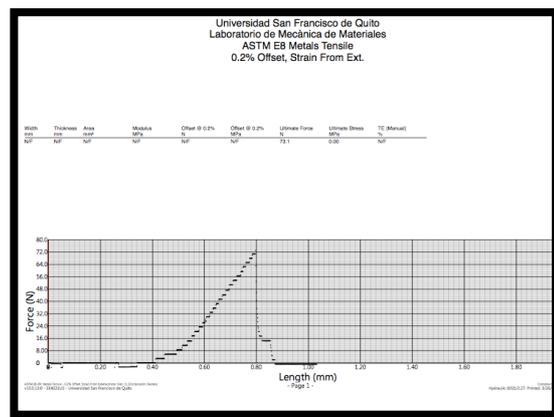
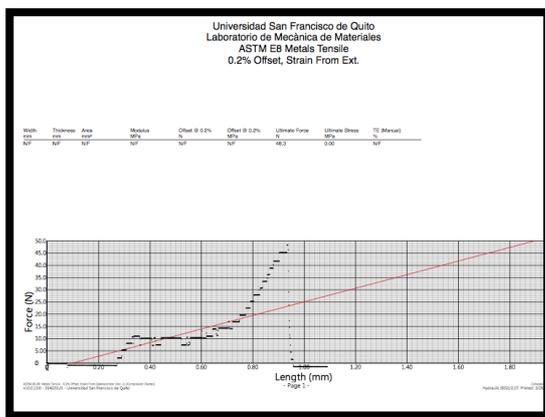
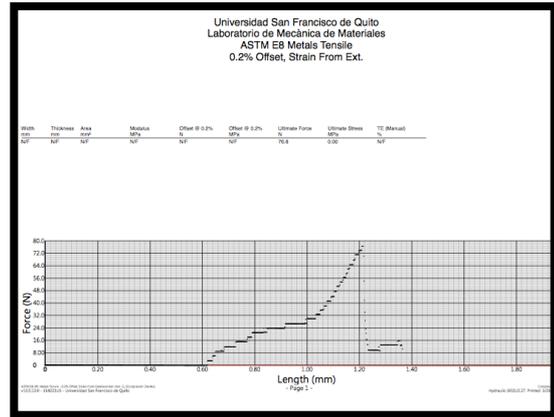
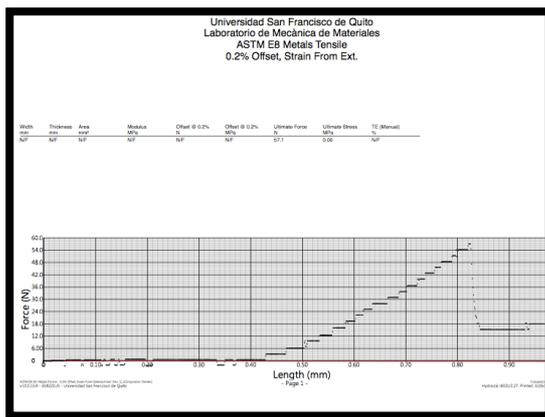


- Gráfica 52-71. Grupo experimental: 1B1 – 1B20

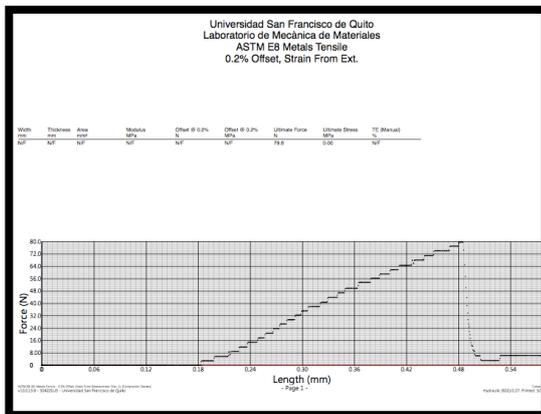
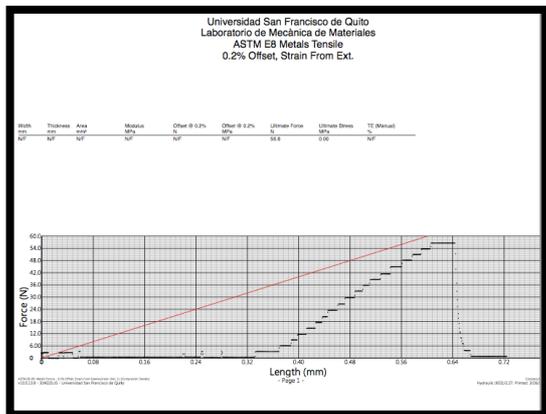
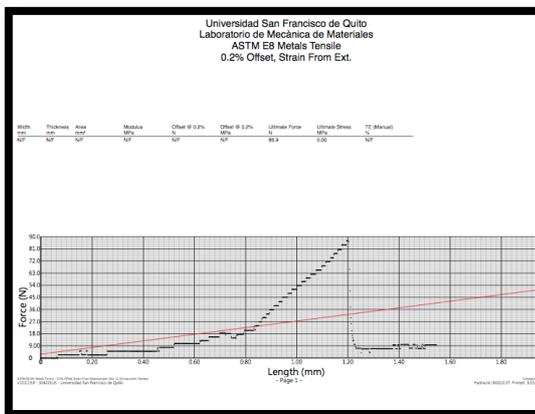
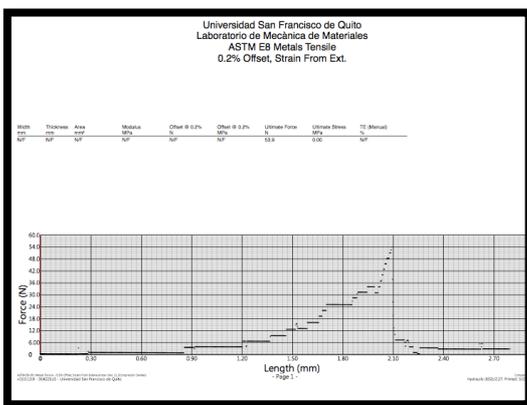
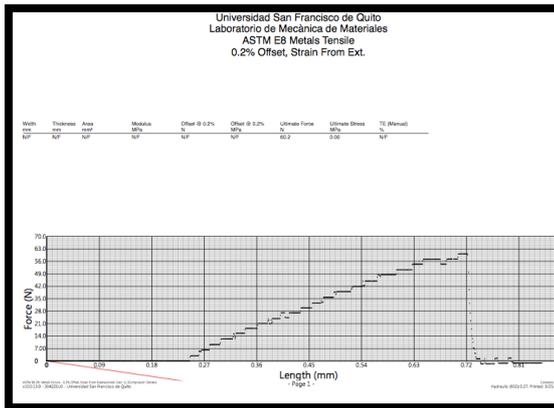
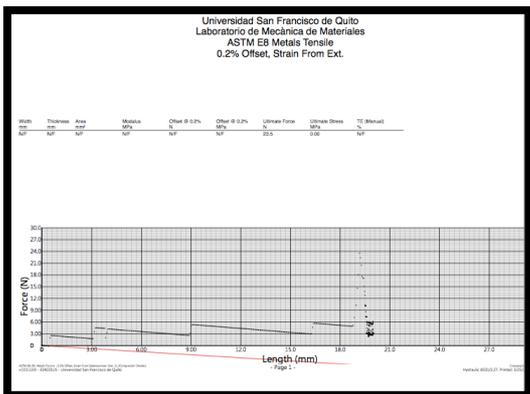


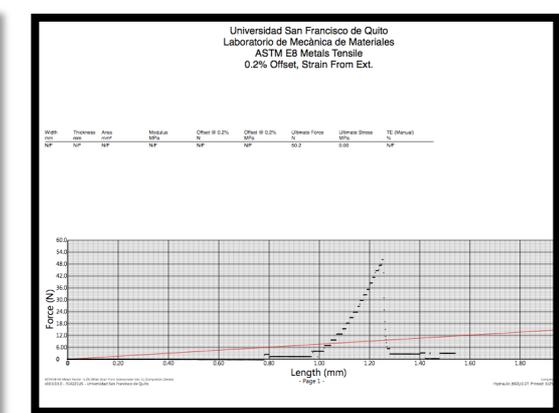
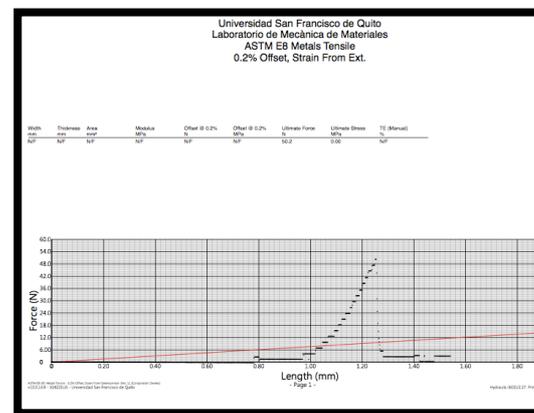
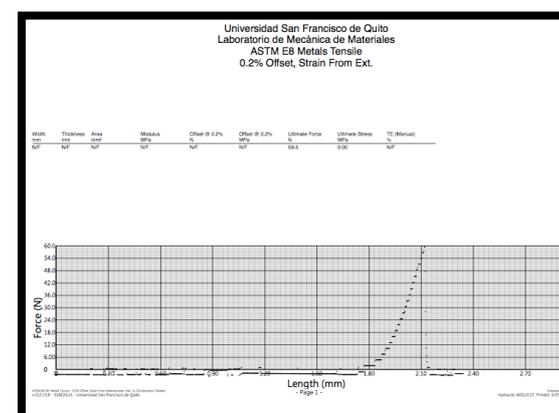
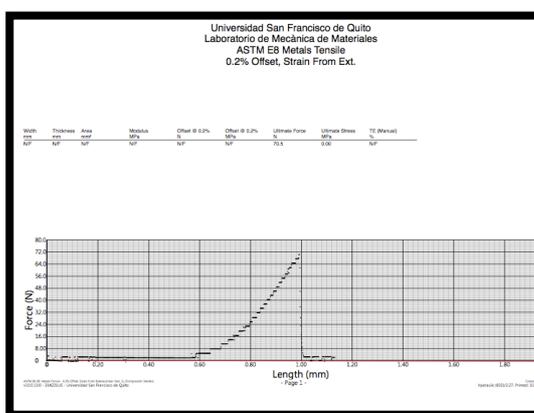
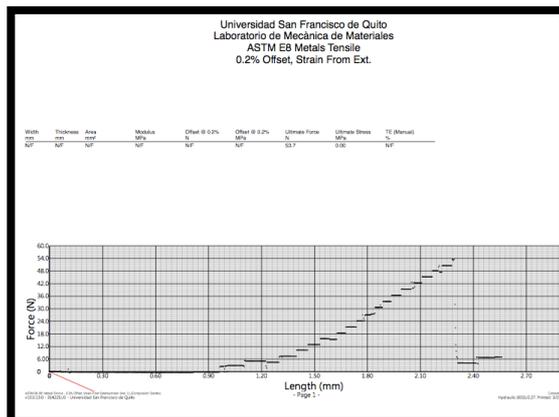
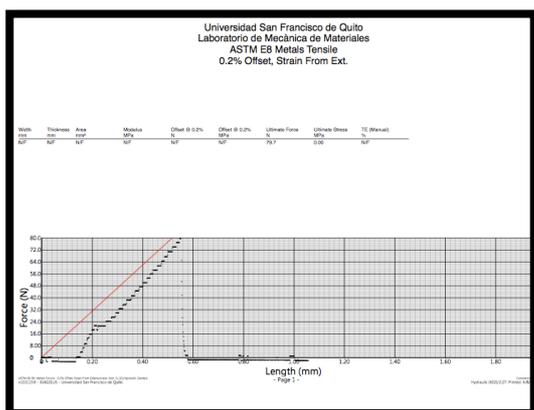


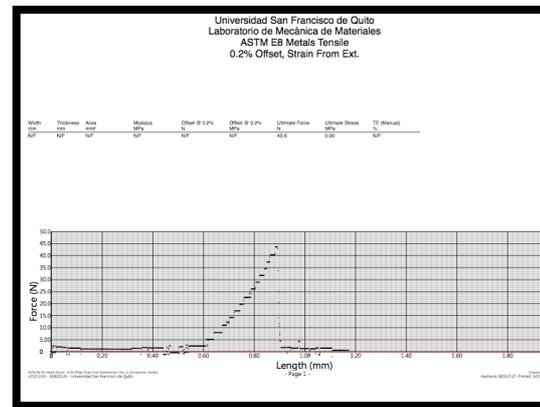
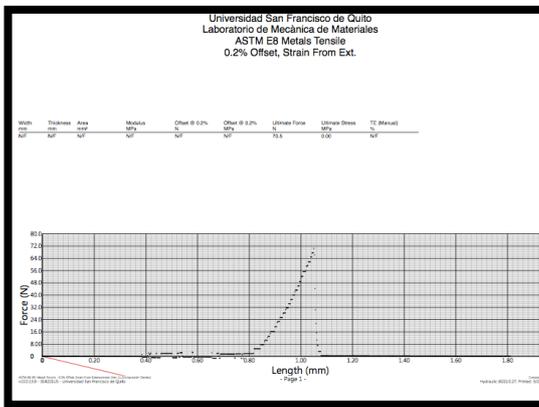
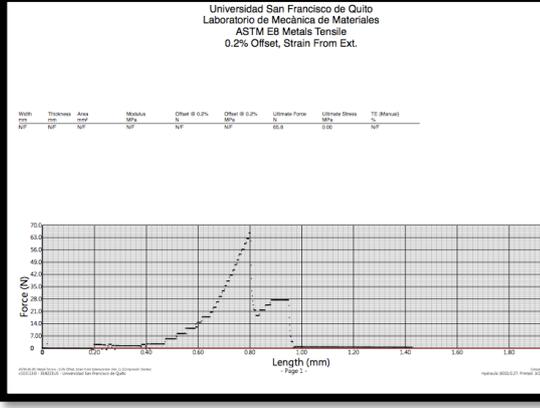
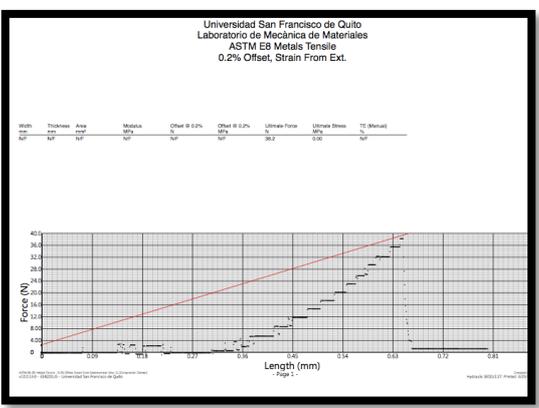
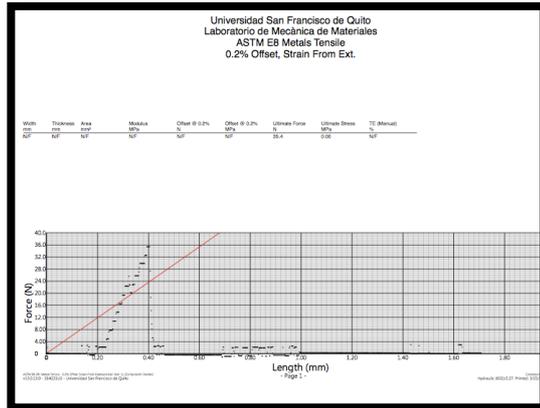
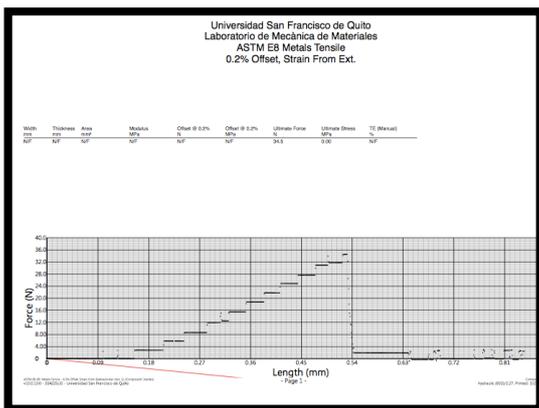


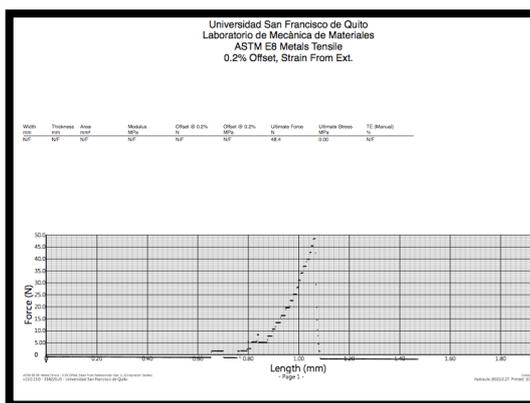
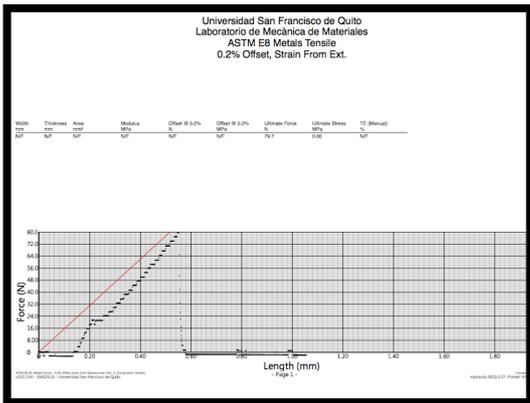


- Gráfica 72-91. Grupo experimental: 2B1- 2B20









13. BIBLIOGRAFÍA

1. *Adult Orthodontics, Articles: Dental Health, California Dental Association Online, February 25, 2002.*
2. *Kao EC, Boltz CK. "Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates". AJODO 94(6):458-68, 1988.*
3. *Andreasen GF, Stieg MA. "Bonding and deboning brackets to porcelain and gold". AJODO 93(4):341-5, 1988.*
4. *BisharaSE, OstbyAW, LaffonJF, WarrenJ. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. Angle Orthod 2007; 77: 337-41.*
5. *Cochran D, O'Keefe KL et al. "Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain". AJODO 111(3): 297-300, 1997.*
6. *Zachrisson Y, Zachrisson B. y col. "Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain". AJODO 109(4):420-30, 1996.*
7. *Barghi, N., Overton, J.D. Preserving principles of successful porcelain veneers. Contemporary Esthetics. 11(1):48-51. 2007.*
8. *Olsen M.E., Bishara S.E., Damon P., Jacobsen J.R. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Nov: 502-506. 1997.*
9. *Kumbuloglu, O., Lassila, L., User, A., Toksavul, S., Vallitu, P.K. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. J Oral Rehabil; 32; 128-133. 2005*
10. *Nagayassu, M.P., Shintome, L.K., Uemura, E.S., Araujo, J.E. Effect of*

- Surface Treatment on the Shear Bond Strength of a Resin-Based Cement to Porcelain. Braz Dent J; 17 (4): 290-295. 2006.*
11. Saracoglu, A., Cura, C., Cotert, H.S. *Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples J Oral Rehabil; 2004. 31; 790-797.*
 12. Begg, choice of bracket for the light wire technique. Begg, J *Theory Treat, 1962; 1: 11-17.*
 13. Norling B. Adhesión. En: Anusavice K. Phillips *Ciencia de los materiales dentales. Madrid: Elsevier. 2004: 381-398.*
 14. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyilmaz. *Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996; 109(4): 420-30.*
 15. Grabousky J.K., Staley R.N. and Jacobsen J.R. *The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: An in vitro study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1998 Oct: 452-460.*
 16. Norevall L. I., Marcusson A. and Persson M. *A clinical evaluation of a glass ionomer cement as an orthodontic bonding adhesive compared with an acrylic resin. The European Journal of Orthodontics, 1996 18(4): 373-384.*
 17. Esteban Herrera I. *Fracasos en la adhesión. Av. Odontoestomatol 2005; 21-2: 63-69.*
 18. Michael L. Swartz, DDS. *Adhesión Confiable a la Porcelana. Orthodontic cyberjournal. February.2004.*
 19. Soberantes E, Encisco M, Robles Ana. *Fuerza de adhesión directa de dos materiales para combinaciones dentales metal –cerámica. Tecnol.ciencia Ed. IMIQ 22(2): 94 – 100, 2007.*
 20. Barghi, N., Overton, J.D. 2007. *Preserving principles of successful porcelain veneers. Contemporary Esthetics. 11(1):48-51.*
 21. Craig, R. G., Powers, J. M., Wataha, J. C. 2000. *Dental materials. Editorial Mosby. Missouri, EE.UU.*
 22. *Colegio Profesional del Protésicos de la comunidad de Madrid. Diccionario de la Prótesis Dental. Primera Edición: Abril, 2000.*

23. . Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez-González A, Casas-Terrón J. *Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001;6:645-56.*
24. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González IR, Olay-García MS. *Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003;8:525-46.*
25. Martínez R, Pradies R, Suarez M^a. *Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE, 2007, VOL 12 N° 4, 253 – 263.*
26. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. *Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dento- facial Orthop 1996;109:420-30.*
27. Bjorn U. Zachrisso. *Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: Clinical versus laboratory findings. Am J Orthod Dento- facial Orthop 2000; Vol. 117, Issue 5, p592–594.*
28. Newman SM, Dressier KB, Grenadier MR. *Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. AM J ORTHOD 1984;86:503-6.*
29. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Galil KA. *Bonding to porcelain and gold. AM J ORTHOD 1986;89:194-205.*
30. Barbosa V, DDS, Almeida M, DDS, MSD, Chevitaese O, DDS. *Direct Bonding to Porcelain..AMJ ORTHOD DENTO-FACIAL ORTHOP 1995;107:159-64.*
31. Zachrisson BU. *Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;117:592-4.*
32. Sevinc Karan, Tamer Büyükyılmaz, M. Serdar Toroğlu. *Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods?. Am J Orthod Dento- facial Orthop. 2007: 132 :144.e7 – 144. E14.*
33. Flury S, Dr. *Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. Quintessenz Team – Journal 2011; 41: 595 – 600.*
34. Henert T, Shillingburg Jr. DDS. *Fundamentos esenciales en prótesis fija. Ed. Quintessence. 3ra. Edición. Barcelona. 2000.*
35. Preti G. *Rehabilitación Protésica. Ed. Amolca. Tomo 1. Colombia. 2004.*

36. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H. *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. Ed. Elsevier. 1ra. Edición. España. 2004.
37. Deahl, S. Thomas et al. *Practice-based comparison of direct and indirect bonding*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* , Volume 132 , Issue 6 , 738 – 742.
38. Yi, Gia K et al. *Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* , Volume 124 , Issue 5 , 577 – 581.
39. Mena N, Capello D, *Manual de Protocolo y procedimientos de rehabilitación bucal*. USFQ.
40. Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. *Determinants of masticatory performance in dentate adults*. *Arch Oral Biol* 2000; 46:642-648.
41. Fontijn FA, Slagter AP, van der Bilt A, van T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, *Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentition*. *J Dent Res* 2000; 79:1519-1524.
42. Midori P, Pereira L, Rigoldi L, Duarte MB. *Changes in bite force, masticatory muscle thickness and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion*. *Annals of Anatomy* 2010; 192:23-26.
43. Bakke M. *Bite force and occlusion*. *SeminOrthod* 2006; 12: 120-126.
44. Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T. *Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men*. *J Oral Rehabil* 2003; 30:278-282.
45. 11. Midori P, Rigoldi L, Pereira L, Duarte M. *Facial dimensions, bite force and masticatory muscle thickness in preschool children with functional posterior crossbite*. *Braz Oral Res* 2008; 22(1):48-54.
46. Shiau Y, Wang JS. *The effects of dental conditions on hand strength and maximum bite force*. *J of Craniomandibular Practice* 1993; 11:48-52.
47. Hung-Huey T. *Maximum bite force and related dental status in children with deciduous dentition*. *J ClinPediatr Dent* 2004; 28(2):139-142.

48. Kim BI, Jeong SH, Chung KH, Cho YK, Kwon HK, Choi CH. Subjetive food intake ability in relation to maximal bite force among Korean adults. *J Oral Rehabil* 2009; 36:168-175.
49. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Marimoto T, Influence of clenching intensity on bite force balance, oclusal contact area and average bite pressure. *J Dent Res* 1999; 78:1336-1344.
50. Fuentes R. *Apuntes en Fisiología Oral*. Universidad de la Frontera. Chile. 2010. www.med.ufro.cl.
51. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *Br J Orthod* 2000;27:249-54.
52. Kocaderell, I., Canay, S., Akca, K. 2001. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am. J. Orthod.* 119(6):617-620.
53. Macchi, R. L. 2000. *Materiales dentales*. Editorial Panamericana. Buenos Aires, Argentina.
54. Barghi, N., Overton, J.D. 2007. Preserving principles of successful porcelain veneers. *Contemporary Esthetics*. 11(1):48-51.
55. Smith, B. G., Wright, P. S., Brown, D. 1996. *Utilización de los materiales dentales*. 1996. Editorial Masson. Madrid, España.
56. Anusavice, K., Phillips, J. 1998. *Ciencia de los materiales dentales*. Editorial McGrawHill. Florida, EE.UU.
57. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux RG. Orthodontic bonding to porcelain - bond strength and refinishing. *AM J ORTHOD DENTOFAC ORTHOP* 1988;94:245-52.
58. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in-vitro study. *Br J Orthod* 1991;18:299-308.
59. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam, and porcelain. *J Clin Orthod* 1993;27:661-75.
60. Gillis I, DMD. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:387-92)

61. Oesterle L. Larri. *Perceived vs measured forces of interarch elastics. Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:298-306)
62. BISCO. *Porcelain Primer. Instructions for Use. IN – 017R4. Rev. 11/11.*
www.bisco.com
63. Katona TR *A comparison of the stress developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets, Am J Orthod* 112:244.1997
64. MACCHI, Ricardo, *Materiales dentales, 3ª edición, 2007, editorial Medica panamericana, Buenos Aires sección I Pags 38 - 42.*
65. Brian Trites, BSc, DDS, MCID, Timothy F. Foley, DDS, MCID, and David Banting, DDS. (2004), *Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period London, Ontario, Canada (Am J Orthod Dentofacial Orthop; 126:709-16).*
66. Bayardo, Rubén A; Bayardo, Daniel E; Espinosa, Diego; Maciel, Luis P. (2005), *Estudio comparativo de la resistencia a la fuerza tangencial de dos sistemas para el cementado directo de brackets Rev. Asoc. Odontol. Argent;93(4):323-327, ago.-sept. Ilus*
67. G. Willems C.E.L. Carels, G. Verbeke, *In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives Leuven, Belgium, Copyright Igiunhe, Published by Elsevier Lt.*
68. Siguencia V y col. *Estudio in vitro de la resistencia a la tracción de tres tipos de resinas fotopolimerizables para ortodoncia en brackets metálicos a esmalte dental humano. Rev. Latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. 2014. ISSN: 1317 – 5823.*
69. Phillips. (2004). *Ciencia de los materiales dentales. Madrid : Elsevier.*
70. Tinius Olsen. (2010). *Tinius Olsen . Recuperado el 24 de Noviembre de 2014, de Máquinas Universales de Ensayos Hidráulicas para ensayos críticos hasta de 3,000kN: <http://www.tiniusolsen.com>.*
71. Larmour CJ, Bateman G, Stirrups DR. *An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. Eur J Orthod. 2006; 28: 74-7.*
72. Saraç YS, Elekdag-Turk S, Saraç D, Turk T. *Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface roughness of a feldspar ceramic. Angle Orthod. 2007; 77(4): 723-8.*

73. Guler AU, Kurt M, Dura I, Uludamar A. *Effects of different acids and etching times on the bond strength of glass fiber reinforced composite root canal post to composite core material. Pubmed. Jan; 43 (1): e 1-8*
74. Nagayasu MP, Shintome LK, Uemura ES, de Araujo JEJ. *Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. Braz Dent J 2006; 17(4): 290-295.*