



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“COMPORTAMIENTO DE BRACKETS METÁLICOS Y
CERÁMICOS CEMENTADOS CON AGENTES CEMENTANTES
IONOMÉRICOS Y POLIMÉRICOS CUANDO SON SOMETIDOS A
FUERZAS OCLUSO-APICALES, MESIO-DISTALES Y VESTÍBULO-
VESTIBULARES”**

TESISTA:

OD. LEONEL ERICO ANGARAMO

DIRECTOR:

PROF. DRA. MIRTA MÓNICA SPADILIERO DE LUTRI

CÓRDOBA, 2015



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



Universidad Nacional de Córdoba
Facultad de Odontología
Escuela de Posgrado
Trabajo de tesis para optar al título de Doctor en Odontología

Título de la Tesis

Comportamiento de brackets metálicos y cerámicos cementados con agentes cementantes ionoméricos y poliméricos cuando son sometidos a fuerzas ocluso-apicales, mesio-distales y vestibulo-vestibulares

Od. Leonel Erico Angaramo

Director de tesis:

Prof. Dra. Mirta Mónica Spadiliero de Lutri

Córdoba, 2015

Comisión de tesis

- Profesora Doctora Elba Priotto
- Profesora Doctora Elda Cabanillas de Paolucci
- Profesor Doctor Carlos Oldani

Jurado

- Profesora Doctora Elda Cabanillas de Paolucci
- Profesor Doctor Carlos Oldani
- Profesor Doctor Ricardo L. Macchi

Dedicatoria

A mis padres

A Julia, mi esposa

A Rocío, Lara, Juan Ignacio, mis hijos

Agradecimientos

A mis padres Nilda y Erico que son mi ejemplo de vida

A mis hermanos Romina, Natalia, José Luis

A Julia mi esposa que siempre me acompaña y está a mi lado

A mis hijos Rocío, Lara y Juan Ignacio que son el motivo de mi esfuerzo diario

A mis maestros de la escuela rural “batalla de Salta” y mis profesores del IPET N° 58 “Gral Mosconi”

A mis profesores universitarios, por su vocación de enseñar

Al personal del INTI Julio Helale y Julio Costa por su asistencia desinteresada

Al ingeniero Luis Croharé de ABO por su predisposición continua

Al personal de la Biblioteca de la Facultad de Odontología Tamara Cortés, Marco Tonelli y Carlos Facciano, por su paciencia y ayuda

A la Dra. Gabriela Mondino por apoyo e instrucción

A la Dra. Mabel Brunotto por su sapiencia y asistencia siempre acertada

A mi tribunal y jurado de tesis Profesora Doctora Elba Priotto, Profesora Doctora Elda Cabanillas de Paolucci, Profesor Doctor Carlos Oldani, Profesor Doctor Ricardo L. Macchi, por sus acertadas y bien intencionadas correcciones.

A mi directora de tesis Dra. Mirta M Spadiliero de Lutri, cuyos consejos, experiencia y decisión permitieron darle marco a este trabajo de tesis

Certificación

Córdoba, 29 de Agosto de 2014

CERTIFICADO

Certifico que en el Laboratorio de Microscopía y Procesamiento de Imágenes del Área de Biología Odontológica (A.B.O.) de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, se llevaron a cabo mediciones de área de restos cementicios (ARI), sobre imágenes digitales de dientes y brackets adquiridas con el sistema óptico del laboratorio, a pedido del odontólogo Leonel Erico Angaramo en relación a su tesis doctoral: "Comportamiento de brackets metálicos y cerámicos cementados con agentes cementantes ionoméricos y poliméricos cuando son sometidos a fuerzas ocluso-apicales, mesio-distales y vestibulo-vetibulares", dirigido por la Prof. Dra. Mirta Mónica Spadiliero de Lutri.


Ing. Luis Croharé

A.B.O.

Certificación

Ministerio de Industria
Presidencia de la Nación

«2013 Año del Bicentenario de la Asamblea General Constituyente de 1813»

INTI  CÓRDOBA

50º Aniversario del Centro Regional Córdoba

Córdoba, 01 de Septiembre de 2014

A pedido del Odontólogo Angaramo Leonel Erico se da constancia que realizó distintos ensayos referentes a: "Corte y tracción a bracket de ortodoncia cementados en elementos dentarios", "Comportamiento de brackets metálicos y cerámicos cementados con agentes cementantes ionoméricos y poliméricos cuando son sometidos a fuerzas ocluso-apicales y mesio-distales y vestibulo-vetibulares" entre los años 2009,2010 y 2011 según N°s. de Órdenes de Trabajo 57591, 57764, 58618 y 58715.

Para presentar ante quien corresponda.


Ing. JORGE A. MELO
COORDINADOR DE UT
INTI - CÓRDOBA
SUBROGANTE DE DIRECCIÓN

www.inti.gob.ar
consultas@inti.gob.ar
0800 444 4004

ÍNDICE

RESUMEN	10
ABSTRACT	12
CONCLUSIONS	13
INTRODUCCIÓN	14
ANTECEDENTES Y RESEÑA HISTÓRICA	17
BRACKETS	23
Partes constitutivas del bracket	23
<i>Tipos de brackets</i>	25
<i>Brackets metálicos</i>	25
Brackets estéticos	25
Brackets de policarboxilato	25
Brackets cerámicos	26
Brackets de zafiro	26
HIPÓTESIS	27
OBJETIVOS	28
Objetivo General:	28
Objetivos específicos:	28
MATERIALES Y MÉTODOS	29
<i>Aparatología diseñada para el desarrollo del ensayo</i>	29
Posicionador de brackets (PB)	29
Las celdas portadoras de brackets A y B	29
Dispositivo Traccionador de Brackets	29
MATERIALES EMPLEADOS	30
Brackets	30
<i>Los brackets utilizados para este estudio fueron metálicos (Miniature Twin Metal Brackets 3M Unitek) y cerámicos con ranura de metal</i>	

<i>(Clarity™ 3M Unitek).</i>	30
Cementos	30
MÉTODOS	30
<i>Ensayos de resistencia adhesiva al corte en sentido ocluso-apical</i>	36
<i>Ensayos de resistencia adhesiva al corte en sentido mesio-distal o transversal</i>	40
<i>Ensayos de tracción para valoración de fuerzas en</i>	41
<i>sentido vestibulo-vestibular</i>	42
<i>Aparatología del Índice de Remanente Adhesivo (ARI)</i>	44
ANÁLISIS ESTADÍSTICOS	45
RESULTADOS	47
ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE DE BRACKETS METÁLICOS Y CERÁMICOS	47
ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE SEGÚN LOS DIFERENTES CEMENTOS EMPLEADOS	49
ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE SEGÚN DIRECCIÓN Y PUNTO DE APLICACIÓN DE LAS FUERZAS	50
INDICE DE ADHESIVO REMANENTE	53
DISCUSIÓN	60
CONCLUSIONES	71
BIBLIOGRAFÍA	75

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar, a través de un ensayo de resistencia adhesiva al corte, brackets metálicos y cerámicos cementados con agentes ionoméricos y poliméricos al ser sometidos a fuerzas en sentido ocluso-apical, mesio-distal y de tracción vestíbulo-vestibular

MATERIAL Y MÉTODOS: A 120 Premolares humanos recientemente extraídos por razones ortodóncicas se los dividió en forma aleatoria en dos grupos, a 60 se le cementaron brackets metálicos (Miniature 3M Co) y a los otros 60, brackets cerámicos (Clarity 3M Co). A los 60 con brackets cementados se los dividió en tres grupos de 20 elementos dentarios cada uno según la fuerza a aplicar, 20 para fuerza: M-D, 20 para fuerza: O-A y 20 para fuerza: V-V; cada grupo fue dividido en cuatro subgrupos de 5 elementos para cada cemento, 5 para Enforce, 5 para Fuji Ortho LC, 5 para Multilink y 5 para Variolink II. Para la estandarización de la posición de las muestras se utilizó un posicionador de brackets y dispositivos de transferencia A y B. Para las fuerzas: V-V se utilizó un traccionador de brackets diseñado para este ensayo.

RESULTADOS: Los brackets metálicos ($11,74 \pm 6,45$ MPa) mostraron significativamente mayor resistencia al desprendimiento (p -valor=0,005) en relación a los brackets cerámicos ($9,25 \pm 5,95$ MPa)

Los medios cementantes arrojaron los siguientes resultados: Enforce $8,81 \pm 6,17$ MPa, Fuji $9,37 \pm 5,43$ MPa, Multilink $11,42 \pm 6,15$ MPa y Variolink II $12,13 \pm 7$ MPa sin diferencias significativas (p -valor=0,2109)

En dirección y punto de aplicación de la fuerzas, las F: M-D $15,99 \pm 7,04$ MPa y las F: O-A $13,12 \pm 6,02$ MPa obtuvieron valores significativamente más elevados (p -valor= 0,0001) que F: V-V $4,66 \pm 2,48$ MPa

Cuando se analizó el índice de Remanente Adhesivo (ARI, de sus siglas en inglés) en los brackets metálicos se observó una tendencia a los niveles más altos con significativa discrepancia (p -valor (χ^2)=0,0001) en tanto que los brackets

cerámicos tuvieron una tendencia hacia los niveles más bajos Enforce reunió la mayoría de sus fallas en el Niv 3, en Fují en Niv 2 y 3 con tendencia a fallas cohesivas, en discrepancia significativa (p-valor (χ^2)=0,0319).Multilink y Variolink II presentaron clara tendencia a las fallas adhesivas en Niv 3 y 4. En F: MD y F: OA las fallas se inclinaron hacia los niveles más altos (fallas adhesivas) con diferencia significativas (p-valor (χ^2)=0,0001) en F: V-V se concentraron la mayoría de sus fallas en los niveles más bajos (fallas cohesivas)

CONCLUSIONES: Todos los cementos y brackets evaluados superaron los valores clínicamente necesarios para provocar movimientos dentarios sin desprendimiento. El tipo de bracket incidió directamente en la fuerza de desprendimiento como en el lugar de la ruptura. Los diferentes medios cementantes no incidieron directamente en los valores de desprendimiento, sí en el lugar de la ruptura. El punto de aplicación y dirección de una fuerza tuvieron gran importancia en el desprendimiento y tipo de falla

ABSTRACT

OBJECTIVE: To evaluate adhesive shear strength of metal and ceramic brackets bonded with polymeric and ionomer agents to be subjected to forces in occlusal-apical direction, mesio-distal and buccal vestibule traction through a test

MATERIAL AND METHODS: 120 human premolars recently extracted for orthodontic reasons were randomly divided into two groups, 60 teeth with metal brackets-cementing (3M Miniature) and the other 60 with ceramic brackets (Clarity 3M). The 60 cemented brackets were divided into three groups of 20 teeth each according to the force applied, 20 for M-D force, 20 for O-A force and 20 for V-V force; Each group was divided into four groups of 5 teeth to each cement, 5 for Enforce, 5 for Fuji, 5 for Multilink and 5 for Variolink II.

For standardization, different devices were used: bracket positioning, transfer devices A and B. For V-V force a bracket puller was designed for this test

RESULTS: Metal brackets (11.74 ± 6.45 MPa) showed significantly higher peel strength (p -value = 0.005) compared to ceramic brackets (9.25 ± 5.95 MPa)

Cement showed the following results: 8.81 ± 6.17 MPa Enforce, 9.37 ± 5.43 MPa Fuji, Multilink 11.42 ± 6.15 MPa and Variolink II 12.13 ± 7.00 MPa. No significant difference (p -value = 0.2109) was found. Direction and point of application of force, M-D force 15.99 ± 7.04 MPa and O-A force 13.12 ± 6.02 MPa had significantly higher values (p -value = 0.0001) than V-V force 4.66 ± 2.48 MPa. When the Adhesive Remnant Index (ARI) was analyzed in the metal brackets showed a significant tendency to the highest levels with significant discrepancy (p -value (χ^2) = 0.0001) while ceramic brackets had a trend toward the lowest levels. Enforce meets most of their flaws in level: 3, Fuji Level 2 and 3 with a tendency to cohesive failures in significant discrepancy (p -value (χ^2) = 0.0319) regarding Multilink and Variolink II showing a clear tendency to adhesive failure at Level 3 and 4.

In M-D force and O-A force failures deviate toward the highest levels (adhesive failure) with significant difference (p -value (χ^2) = 0.0001) in V-V force where most of its flaws are concentrated at lower levels (cohesive failure).

CONCLUSIONS

All cements and evaluated clinically brackets exceeded values necessary to cause tooth movement without debonding. The type of bracket directly affects peeling force and also the site of the failure. The different cements did not directly affect debonding values, but they do in the failure site. The site of application and direction of a force given, has a paramount importance in the debonding force and also the failure site.

INTRODUCCIÓN

Para que un tratamiento ortodóncico finalice con la posición dentaria adecuada es necesario realizar durante el tratamiento movimientos basados en la aplicación de fuerzas sobre la corona a través de aditamentos (brackets) cementados de modo tal que sean transmitidas al ligamento periodontal y al hueso alveolar lo más inocuamente posible. Con el fin de lograr la ubicación deseada se emplean diferentes técnicas, mecánicas de tratamiento, mecanismos de aplicación o transmisión de las fuerzas, ya sea para mover o trasladar un elemento dentario, remodelar estructuras de sostén o desplazamiento en bloque para modificar y lograr no solo equilibrio y funcionalidad de los elementos dentarios sino también del rostro humano (como sucede con el uso de máscaras extra orales). Para obtener el efecto esperado estas fuerzas difieren en intensidad y modos de aplicación.

Los intentos por corregir alteraciones dentales, apiñamientos, irregularidades y protrusiones se remontan como mínimo a 1000 años A.C. En excavaciones griegas y etruscas se hallaron aparatos ortodóncicos primitivos sorprendentemente bien diseñados (Proffit, 2008).

Es posible remontarse al primer siglo de la era cristiana en la que Celso, filósofo y médico romano, practicó este tipo de procedimientos mediante la presión digital; los aparatos removibles tuvieron su auge en Europa luego de la Segunda Guerra Mundial. Posteriormente comenzó a implementarse el uso de aparatología fija cementada con bandas en todos los elementos dentarios hasta que en el año 1955, con el advenimiento de la técnica de adhesión por tratamiento de la superficie adamantina, comenzaron a utilizarse materiales o cementos con capacidad de adherir en forma estable el bracket al esmalte y así poder recibir la fuerza necesaria para provocar el movimiento sin desprendimiento ni daños en el diente.

Las técnicas de aplicación de las fuerzas están estrechamente vinculadas a la evolución de los cementos y a las exigencias del operador. Actualmente un tratamiento de ortodoncia no solo se limita a la aplicación de una fuerza para

desplazar un elemento dentario en un sentido del espacio, sino también a la utilización de un sistema de fuerzas que modifican, en forma tridimensional y simultánea, uno o más dientes y el medio en donde éstos se encuentran alojados (tejido blando/tejido duro) por lo cual se deben aplicar fuerzas en diferentes direcciones, intensidades y puntos de aplicación, capaces de realizar cambios permanentes sin producir iatrogenia. Las fuerzas son aplicadas a través de aditamentos adheridos al esmalte vestibular, palatino o lingual como brackets, botones, tubos, etc. Con distintas características, conformación y composición han dejado de ser elementos pasivos, según las particularidades que poseían en sus comienzos, presentan diferentes formas, tamaños e información y al instalarse un alambre en su ranura generan sistemas como palancas, cuplas, momentos en forma inmediata.

El bracket debe permanecer unido al diente o en íntimo contacto con él, durante todo el tratamiento mediante el acondicionamiento de la superficie del esmalte a través de la utilización de sistemas adhesivos y un medio cementante. Esta relación de unión o adhesión entre el bracket y el esmalte coronario permite realizar fuerzas compresivas tensionales de tracción y de desplazamiento que posibilitan generar movimientos de rotación, intrusión, traslación, extrusión y torque para su correcta posición final.

Este mecanismo de unión se basa en el tratamiento adamantino mediante ácidos débiles en alta concentración como el ácido fosfórico al 15, 32, 35, 37%, que se utiliza para crear microporos, microsurcos, microgrietas en los cuales el agente de enlace o el medio cementante permanecerá retenido por unión micro-mecánica o polar al esmalte. Los brackets presentan en sus mallas diferentes sistemas de retención química y física macro y micro-mecánica que posibilitan la unión o retención físico-mecánica con el medio cementante. En muchas ocasiones, el profesional lleva el tratamiento al límite de las estructuras intervinientes, lo cual implica que puedan producirse desequilibrios en algunas de éstas hasta llegar a la ruptura o el desprendimiento de algún componente (bracket, cemento, alambre, fuerza extra oral, microimplantes, etc.). Los inconvenientes pueden producirse tanto en el medio cementante como en la aparatología de

trabajo (bracket, alambre, etc.) lo cual da lugar a fallas adhesivas-cohesivas en la interfaz esmalte-medio cementante o medio cementante-bracket, como así también roturas de aditamentos (desprendimiento de las estructuras entre la base y ranura). Se trata de un fenómeno negativo que origina malestar y pérdidas en los tratamientos, tanto para el paciente como para el profesional.

Estos fenómenos nos llevan a iniciar la presente investigación para intentar determinar qué nuevo medio cementante en combinación con qué tipo de bracket resiste mejor el desprendimiento y con qué carga máxima se produce el desprendimiento cuando es sometido a diferentes fuerzas con distintos puntos de aplicación; a partir de la simulación de los movimientos clásicos típicos u obligatorios de un tratamiento común o estándar.

El propósito de este estudio es realizar ensayos de resistencia en 120 elementos dentarios a los cuales se adherirán dos tipos de brackets (cerámicos y metálicos) con diferentes medios cementantes (ionoméricos y poliméricos) con activación química, física y dual. A estos se les aplicarán fuerzas o cargas en distintas direcciones y puntos de aplicación. En este trabajo se presta especial atención a la estandarización de los ensayos y se trata de mantener las cualidades de sencillez y repetibilidad. El principal aporte de este estudio consiste en evitar fracasos profesionales, económicos y técnicos en los tratamientos de ortodoncia, a partir de la evaluación de agentes cementantes, con distintos tipos de brackets (metálicos/cerámicos) y la combinación de diferentes fuerzas.

ANTECEDENTES Y RESEÑA HISTÓRICA

Los ensayos de resistencia adhesiva son universalmente los más utilizados para pruebas in vitro en ortodoncia. La literatura está colmada de estos estudios donde los trabajos más realizados son tracción, cizalla y torsión, adonde los métodos de control de la dirección de la fuerzas no están tenidas en cuenta.

Es posible que un cambio en la dirección e intensidad de la fuerza influyan en el desprendimiento de un bracket, esta variable común en los tratamientos clínicos, no ha sido tratada suficientemente o ha sido muy poco tenida en cuenta en los estudios de resistencia adhesiva al corte (cizalla).

Littlewood SJ y Redhead T (1998) analizan la literatura existente sobre ensayos de resistencia adhesiva y sostienen que existe una gran variación de resultados debido a la falta de un protocolo definido, puesto que se presta escasa atención a la dirección exacta al ejercer la carga, ya sea en cizalla o tracción. Ligeras desviaciones generan stress, leves ajustes intra-ensayo que alteran los resultados y llevan a generar propuestas de protocolos universales.

Los diferentes puntos de incidencia de una fuerza, como así también la dirección que llevan pueden ser soportados de manera disímil generando el desprendimiento del bracket en diferentes momentos; es en este escenario en el que se ejecutó este trabajo experimental en el cual se simularon los diferentes movimientos ortodónticos.

Klockea A y Kahl-Nieke B (2006) concluyen en su estudio que la cantidad de fuerzas necesarias para provocar los desprendimientos cambian significativamente y dependen de la inclinación que se aplique la fuerza.

Gibb A y Katona T (2006) consideran que al incidir una fuerza con la misma dirección (ocluso-apical) pero en dos puntos diferentes (cerca de la aleta o en contra del cuerpo en la base del bracket) pueden observarse importantes variaciones, ponen especial énfasis en la estandarización de los ensayos

En pruebas in vitro es sustancial que las mismas sean válidas y repetibles,

sin variaciones, para esto es fundamental que los ensayos sean idénticos de manera que se obtenga el menor cambio posible de angulaciones en el desprendimiento; esto permite que el ensayo sea realmente representativo de la fuerza de desprendimiento utilizada.

Por este motivo es necesario estandarizar rigurosamente todos los ensayos de manera tal que puedan ser reproducidos con precisión y sea posible comparar datos con otros ensayos.

Reproducibilidad, precisión y estandarización (posicionamiento) fueron los requerimientos científicos principales de esta investigación, por lo que se idearon, desarrollaron y fabricaron dispositivos y métodos para realizar los ensayos, de manera que fueran económicos, de fácil manipulación y reutilizables.

Esto proporciona control en la variable dirección y punto de aplicación de una carga o fuerza y evita las angulaciones y torsión.

Es por este motivo que se ideó un protocolo estandarización para la preparación y el traslado de las muestras, en el cual se toma en cuenta la posición final del bracket para realizar la fuerza de ensayo definitivo.

William Proffit (et al) sostienen que, durante la masticación, los elementos dentarios y las estructuras periodontales están sometidos a fuerzas intensas e intermitentes. Los contactos entre los dientes duran un segundo o menos, las fuerzas que se producen son de 1-2 kg hasta 50 kg, esto depende de la consistencia del alimento; el grado de deformación ósea puede llegar a los 2-3 mm durante la masticación. El sistema dentario está sometido a fuerzas desde la erupción, neutralizadas y mantenidas durante toda la vida por la llamada estabilización activa del ligamento periodontal, con las fuerzas que ejercen los labios (5 gr sobre incisivos superior e inferior) y la lengua (5 gr incisivo superior y 10 gr incisivo inferior), lo cual implica la existencia de un umbral para las fuerzas en ortodoncia. Proffit plantea que las fuerzas óptimas para producir el movimiento dentario deben ser elevadas para poder estimular el ligamento periodontal sin llegar a cerrar por completo el aporte sanguíneo. Para determinar el efecto biológico del movimiento dentario (reabsorción – neo formación) es importante tener en cuenta el tipo de fuerza a aplicar y la zona del ligamento periodontal que

distribuye dicha fuerza. De aquí surge la relación fuerza por unidad de superficie, de acuerdo al movimiento dependerá la zona de carga en el ligamento periodontal y la fuerza a utilizar, por ejemplo:

Tipo de movimiento	Fuerza en gramos
Inclinación	35-60
Traslación (movimiento en masa)	70-120
Enderezamiento rad	50-100
Rotación	35-60
Extrusión	35-60
Intrusión	10-20

Gatti L.E., en su tesis doctoral publicada en el año 1952 y titulada *Las fuerzas en ortodoncia* sostiene que se puede comparar la fuerza con un medicamento que tiene una dosificación en gramos para tratar determinada patología. Si se aplica a dosis baja no produce ningún efecto pero si se aumenta paulatinamente llegará un momento que provocará una acción o “umbral de acción” que, para el tratamiento ortodóncico, se llamará movimiento. Un mayor incremento en la dosis aumenta la acción (movimiento) hasta llegar a un momento en que la dosis se transforme en tóxica o dañina (movimiento iatrogénico). Entre la dosis mínima capaz de producir un efecto y la dosis máxima, que produce daño, se encuentran las fuerzas óptimas del tratamiento.

En la Historia de la Ortodoncia publicada en el año 2006 en la *Revista 16 de abril* (publicación científico estudiantil de Ciencias Médicas de Cuba), se realiza una reseña del uso de fuerzas para la corrección de desórdenes dentales. Entre los investigadores, descubrimientos y publicaciones más importantes se destacan los de Pierre Fauchard quien situó a la Odontología en un plano científico. En 1728 publica su primer trabajo titulado *El Cirujano Dentista. Tratado sobre los dientes* (volúmenes I y II), describe el “bandeau” como el primer aparato de expansión en la ortodoncia. Éste aparato consiste en una cinta metálica con forma de herradura a la cual se ligan los dientes, constituyendo el comienzo y la base de lo que se conoce como el Arco “E” de Angle.

Etienne Bourdet, dentista del Rey de Francia, en 1757 modifica el

“bandeau” de Fauchard y es el primero en recomendar las extracciones seriadas, así como la extracción de premolares para aliviar el apiñamiento. En los primeros intentos por corregir maloclusiones se usaron alambres de arco grande, simples, ligados a los dientes mal puestos. Pierre Fauchard desarrolla lo que constituye el modelo precursor del aparato moderno llamado arco de expansión.

En 1771, John Hunter publica *La Historia Natural de los Dientes Humanos*; en esta publicación se hace mención a la oclusión dentaria, a la reabsorción de las raíces de los dientes temporales y se recomienda la extracción de las piezas si se encuentran demasiado apiñadas.

Joseph Fox, describe en 1803 un aparato muy parecido al propuesto por Fauchard y Bourdet; la banda, construida en oro, está también perforada para permitir el paso de ligaduras y tiene sujetos a ella dos bloques de marfil para levantar la oclusión al nivel de los molares y permitir la corrección de las linguoclusiones de dientes anteriores. Este aparato representa pues, el primer dispositivo ideado para levantar la oclusión, principio empleado rutinariamente en ortodoncia. Fox recurre a la mentonera, con anclaje craneal en caso de luxaciones mandibulares. En 1814, Fox publica la *Historia Natural y Enfermedades de los Dientes Humanos*, que contribuye notablemente en la consolidación de la ortodoncia como ciencia.

John N Farrar, precursor de las fuerzas intermitentes en ortodoncia, considera que las fuerzas se ajustan a las leyes fisiológicas durante el movimiento dentario. En 1875 comienza a idear aparatos metálicos, con tornillos y tuercas, para conseguir los distintos movimientos dentarios en lugar de las gomas elásticas que, según él, ocasionan molestias al paciente y representan un peligro para las estructuras dentarias.

Edward H. Angle, conocido como el “padre de la ortodoncia moderna”, representa el comienzo de la ortodoncia como verdadera especialidad dentro de la Odontología. En 1887 presenta su primera publicación titulada *Notas Acerca de la Ortodoncia con un Nuevo Sistema de Regulación y Retención*. Esta publicación es la que le sirvió como referencia para su primer libro *Maloclusiones de los Dientes* (reeditado siete veces). En 1899 publica en la *Revista Dental Cosmos* su

clasificación de Angle, basada en la relación del primer molar superior permanente con el primer molar inferior permanente (clase I, II, y III de Angle).

Los aparatos fijos tienen su origen en la figura de Edward H. Angle, él es quien diseña el aparato de arco de canto con la finalidad de poder mover los dientes con un control tridimensional hasta lo que denomina la línea de la oclusión. Su filosofía se basa en que los maxilares no se desarrollan lo suficiente por falta de estímulos funcionales y, por lo tanto, siempre es necesario hacer expansión; por este motivo todos sus aparatos consisten en un arco vestibular grueso, de forma ideal, hacia el cual los dientes se mueven por distintos métodos (Bravo, 2003).

El primer aparato que se desarrolla es el arco E, en el año 1887. En 1912, Angle presenta el aparato de pin y tubo que consiste en la colocación de bandas cementadas en todos o casi todos los dientes; con este tipo de aparato se controla de forma individual cada uno de los dientes. En 1916 surge el aparato de arco cinta y, por primera vez, el bracket comienza a tener una ranura a través de la cual se inserta el arco. Por último, en 1925, Angle desarrolla el aparato de arco de canto, en la cual el bracket presenta una apertura frontal en la ranura y se utilizan arcos rectangulares que se apoyan en el diente por su lado más estrecho, es decir, de canto. De esta forma es posible controlar los movimientos dentales en las tres dimensiones con el mismo arco (Bravo, 2003). Este diseño fue la piedra angular de la ortodoncia moderna, y el punto de partida de la mayoría de los diseños que se utilizan en estos días

Desde 1925 hasta la actualidad se ha modificado notablemente el diseño de los brackets, los avances tecnológicos industriales han favorecido su fabricación en diversos materiales (metálicos, cerámicos y plásticos) como así también ha evolucionado la construcción de los arcos de alambre. Actualmente existen en el mercado diversas formas, tamaños y materiales de fabricación que permiten entregas de cargas biológicamente más aceptadas.

En los años '60, R Rickets realizó mejoras en los alambres (elgiloy azul) como también en la técnica, creando la filosofía bioprogresiva, diseñó arcos Utility o Utilitarios de intrusión de incisivos, el alambre Quad Elix para expansión palatina

y arcos seccionales como los distaladores de caninos

En 1972, L Andrews publicó en el AJODO "The six Key to normal occlusion". Aquí se describen las características más significativas de la oclusión dentaria de una muestra de 120 modelos de estudios de oclusión normal casi perfectos tanto anatómicas como funcionalmente; el objetivo fue establecer parámetros confiables de estabilidad y dar información específica a cada diente a través de la ranura del bracket para evitar así el dobles de arcos de alambres durante el tratamiento, con esto se creó el Aparato de Arco Recto, que trabaja en los tres sentidos del espacio al mismo tiempo y desde el inicio del tratamiento.

En los años '80 Ronald Roth publicó un artículo en el cual determina que en una oclusión ideal (anatómica o funcional) debía tenerse en cuenta la posición mandibular en relación céntrica gnatólógica y que en esta debían incluirse las seis llaves de Andrews. Modificó la información del aparato de arco recto ideado por Andrews, cambió la información en la ranura y utilizó arcos de alambre de cromo-níquel y dio comienzo a la era de los alambres súper elásticos

BRACKETS

Los tubos, cajas, botones y brackets son dispositivos empleados para transmitir fuerzas al elemento dentario. Son aditamentos que se cementan o adhieren a la corona dentaria o superficie adamantina, siendo los más utilizados entre ellos, los brackets. Según el material de construcción estos elementos pueden ser metálicos o cerámicos y van soldados a las bandas o adosados directamente sobre el diente y sirven para soportar el arco. Algunas de las ventajas del uso de brackets son las siguientes:

- no es necesario separar los dientes,
- fácil control de superficies interproximales,
- fácil colocación y desprendimiento,
- mejora estética con respecto a las bandas,
- menor irritación gingival,
- menor índice de descalcificación y manchas blancas.

Partes constitutivas del bracket

Existen distintas formas o tipos de brackets, sus partes constitutivas son:

La *ranura* o *slot*: tiene diferentes medidas y puede estar posicionada de forma recta o en diferentes posiciones con respecto a la base, tiene información como el torque y la inclinación (figura 1).

Las *aletas*: varían su tamaño, número y forma de acuerdo a la zona y elemento a adherir (figura 1):

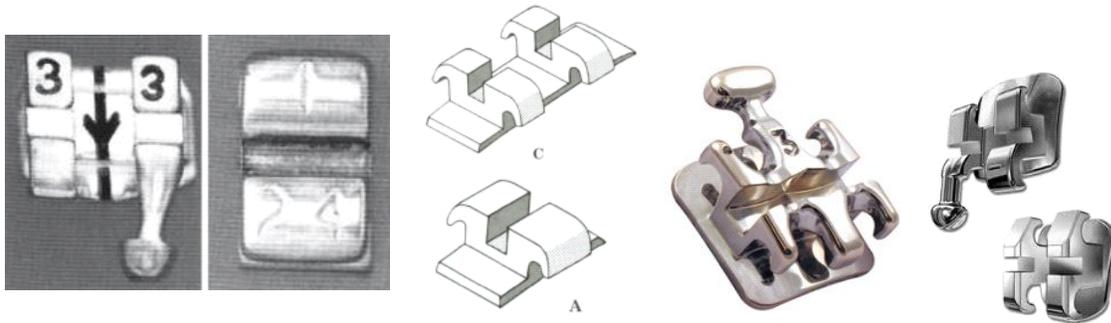


Figura 1. Diferentes diseños de aletas

La *base*: está conformada por dos caras, una pulida, mira hacia la aleta y la ranura; la otra cara contiene método retentivo mecánico o malla que puede ser de distinta forma y tamaño, a la que se va a adherir. Puede tener pines o rieleras (figura 2):

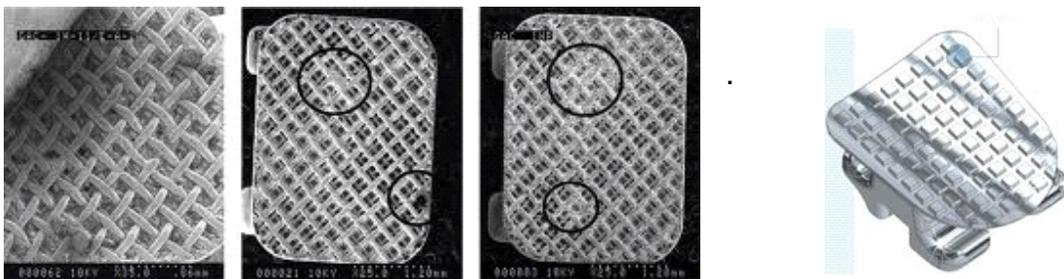


Figura 2. Diferentes métodos retentivos de la malla

Los *complementos*: los brackets pueden tener diferentes accesorios como pines ganchos y tapas (figuras 3 y 4):

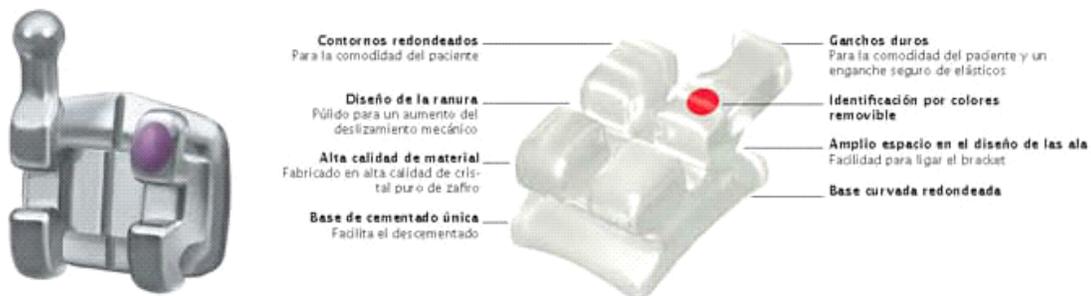


Figura 3 diferentes pines en diferentes tipos de brackets



Figura 4. Tipos de accesorios de un bracket.

Tipos de brackets

Brackets metálicos

Los brackets metálicos son los más utilizados debido a que son confiables, resistentes y económicos, la fuerza que aplican produce baja fricción por lo que el tratamiento tiende a ser más corto.

Brackets estéticos

Se pueden encontrar diversos materiales con los que se elaboran brackets estéticos: plástico, cerámica, zafiro o policarbonato. Los brackets de zafiro y de cerámica son los más resistentes, no cambian su color y son recomendables para todas las maloclusiones; el problema clínico más común en los aparatos de zafiro y de cerámica es que ante una presión exagerada podrían causar lesiones en la mucosa.

Brackets de policarboxilato

Están confeccionados en plástico transparente, se rompen fácilmente y cambian de color. Tienen una escasa estabilidad en la dimensión de la ranura. Poseen alta fricción y no permiten el desplazamiento del alambre por la ranura.

Brackets cerámicos

Son resistentes a las manchas (no cambian de color). Son estables dimensionalmente. Desgastan los elementos dentarios antagonistas. Son más frágiles que los metálicos y dañan el esmalte al retirarlos. Tienen alta fricción. Hay casas comerciales que combinan los brackets cerámicos con la ranura metálica. En general, son de gran calidad y no tienen los inconvenientes que presentan los brackets de plástico, aunque su costo es mayor



Fig: 5 diferentes tipos de brackets cerámicos

Brackets de zafiro

Los brackets de zafiro cumplen con todas las propiedades que exige la ortodoncia. Están fabricados en policristal de zafiro, el segundo material más duro del mundo después del diamante, tienen mejores características de resistencia a la fractura que los brackets cerámicos convencionales. Su adhesión y la forma de retirarlos son muy seguras, su uso disminuye los riesgos de despegamientos accidentales. Entre las cualidades estéticas se pueden señalar:

- transparencia,
- mínimo tamaño,
- resistencia al rayado,
- no se tiñen con el tabaco, café, té ni otros alimentos.

Los brackets utilizados en este estudio son Clarity y Miniature de 3M Unitek. Clarity es un bracket de cerámica alúmina policristalina con ranura metálica que permite eliminar la fricción del arco con la cerámica lo cual mejora la mecánica del deslizamiento entre el arco y el slot. Su dureza es similar al bracket metálico, ya que está construido con un sistema de cerámica pre-estresada y ranura metálica que actúa de armazón para evitar fracturas durante el tratamiento sobre todo en los movimientos de torque. Pueden cementarse del mismo modo que el bracket metálico, esto es, con agentes ionoméricos, poliméricos, fotopolimerizables, autopolimerizables o duales.

El bracket Miniature 3M Unitek está construido en acero sólido de 17-4, ofrece todas las características que el bracket gemelo “full size” pero tiene un menor tamaño para mejor confort. Este bracket de metal inyectado posee una base micro-grabada que le otorga mayor adhesión que las bases con malla y menor fricción que los brackets fabricados con torno (fresados). Ambos brackets son de uso común y es muy sencillo conseguirlos en el mercado local.

HIPÓTESIS

La hipótesis que orienta esta investigación sostiene que:

1. La dirección de la fuerza aplicada al bracket incide de manera disímil en la resistencia y el desprendimiento.
2. El punto de aplicación de la fuerza determina las diferencias de valor en la resistencia al desprendimiento.
3. Los valores adhesivos son diferentes según los agentes cementantes empleados.
4. Hay un comportamiento disímil entre brackets metálicos y brackets estéticos al ser sometidos a ensayos de resistencia adhesiva al corte.

OBJETIVOS

Objetivo General:

- Realizar una evaluación, a través de un ensayo de resistencia adhesiva al corte, de la unión entre la estructura adamantina con brackets estéticos y cerámicos cementados con agentes cementantes ionoméricos y poliméricos al ser sometidos a fuerzas ocluso-apicales, mesio-dístaes y vestíbulo-vestibulares.

Objetivos específicos:

- Evaluar la resistencia adhesiva al corte de diferentes agentes cementantes ionoméricos y poliméricos.
- Evaluar la resistencia adhesiva al corte de diferentes brackets, metálicos y cerámicos.
- Determinar cuáles de las direcciones implementadas para ejercer la fuerza a los brackets son mejor resistidas (ocluso-apical, mesio-distal, vestíbulo-vestibular).
- Evaluar la cantidad de cemento remanente o cemento adhesivo residual en todas las piezas dentarias sometidas al ensayo propuesto (ARI).

MATERIALES Y MÉTODOS

Aparatología diseñada para el desarrollo del ensayo

Ensayo Resistencia Adhesiva al Corte

Posicionador de brackets (PB)

La función de este dispositivo fue situar todos los brackets cementados en la cara vestibular de los elementos dentarios con la finalidad de que, al realizarse el ensayo de resistencia adhesiva al corte, se evitaran desajustes. El dispositivo constó de dos barras horizontales de soporte enfrentadas entre sí a una distancia de 135 mm A y B, unidas por una barra horizontal C en forma de U, donde se colocaron las celdas con los elementos dentarios y sus brackets. La parte anterior del dispositivo poseía un eje D que sostenía las pinzas porta brackets E. (Plano1)

Las celdas portadoras de brackets A y B

Las celdas portadoras de brackets cementados se constituyeron por cubos rellenos de yeso (Prima-Rockamarillo tipo V de WhipMix USA) que sirvieron de alojamiento a los elementos dentarios con sus brackets. Se emplearon 5 celdas unidas para los ensayos de fuerzas ocluso apicales (CPB-A), los de una celda se utilizaron para los ensayos de fuerzas mesio distales y de tracción vestibular (CPB-B).

Ensayo de Tracción

Dispositivo Traccionador de Brackets

Función: fue empleado para hacer el ensayo de tracción. Estuvo constituido por una pinza A, montada en un eje vertical roscado B que poseía una varilla vertical y un cilindro C que permitió alinear los rayos láser para la nivelación de los brackets.

MATERIALES EMPLEADOS

Morsa de banco giratoria 360° (Stanley 83-069).

Nivel láser (SKIL 0515) y otro Mota NL 100.

Brackets

Los brackets utilizados para este estudio fueron metálicos (Miniature Twin Metal Brackets 3M Unitek) y cerámicos con ranura de metal (Clarity™3M Unitek).

Cementos

Cementos ionoméricos Fuji Ortho. Cementos poliméricos Enforce (Densply) y Variolink II (Vivadent) y Multilink (Vivadent).

MÉTODOS

Los ensayos se llevaron a cabo mediante la aplicación de un estricto protocolo específico para estandarizarlos, de este modo se logró disminuir o anular posibles diferencias o variaciones de posición de los brackets al momento de aplicar la fuerza con la cuchilla en los ensayos de cizalla. Se seleccionaron 120 premolares recientemente extraídos, con sus caras vestibulares con esmaltes intactos y conservados en saliva artificial (NAF), fueron divididos en forma aleatoria de la siguiente manera: 60 con brackets metálicos (Miniature 3M) y 60 con brackets estéticos (Clarity™3M Unitek).



Figura 6 A. Posición del bracket cementado en el elemento dentario a 4mm del borde incisal con presión digital simulando condiciones clínicas para su colocación en el posicionador de brackets (PB).

Los 60 elementos dentarios portadores de los brackets metálicos fueron divididos en 3 grupos de 20 elementos dentarios, según el lugar de la aplicación de la fuerza en el bracket:

Grupo 1 fuerzas ocluso-apicales,

Grupo 2 fuerzas mesio-distales,

Grupo 3 fuerzas vestibulo-vestibulares.

A su vez, cada grupo fue dividido en 4 subgrupos de 5 elementos dentarios cada uno según los diferentes agentes cementantes:

Subgrupo a cemento de ionómero vítreo fotocurado (CIVF) Fuji Ortho,(Fuji)

Subgrupo b polimérico de autocurado (PA) Enforce (Densply)

Subgrupo c polimérico fotocurado (PF), Multilink,(Vivadent)

Subgrupo d polimérico dual (PD). Variolink II.(Vivadent)

grupo		sub-grupo	
BRACKETS METALICOS	fuerza OA	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5
	fuerza M D	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5
	fuerza V V	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5

grupo		sub-grupo	
BRACKETS CERANICOS	fuerza OA	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5
	fuerza M D	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5
	fuerza V V	Fuji (ionomero dual)	5
		Multlink (Vivadent)	5
		Enforce (Densply)	5
		Variolink II (Vivadent)	5

Tabla 1 y 2 división aleatoria de las muestras

Figura 7: Cementos utilizados



Cemento Fotocurado



Cemento Dual



Cemento de Ionómero Vitreo



Cemento de Autocurado

La unidad de fotopolimerización que se utilizó para la polimerización de los cementos fue Elipar 2500 (3M Co), con un rango de emisión de entre 600 y 800 mw/mm2 y con técnica exponencial. Se prestó especial atención en colocar los brackets en el centro de la corona clínica y retirar los excesos de cemento alrededor de ellos, antes de su endurecimiento final. La colocación del material sobre la malla del bracket se realizó mediante presión y untado del material sobre las retenciones mecánicas de dicho dispositivo.



Figura 8. Aparatología empleada en el ensayo: Nivel láser y Morsa Stanley Multi Angle

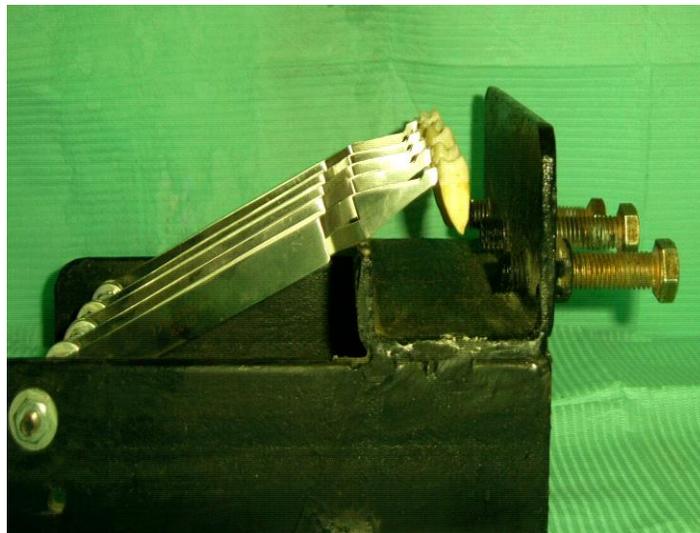


Figura 9. Dispositivo Posicionador de brackets (PB) donde los brackets se colocaron (con los elementos cementados) en las pinzas hasta hacer tope con la base y enrasadas con las aletas oclusales, quedando todos los elementos en igual posición.

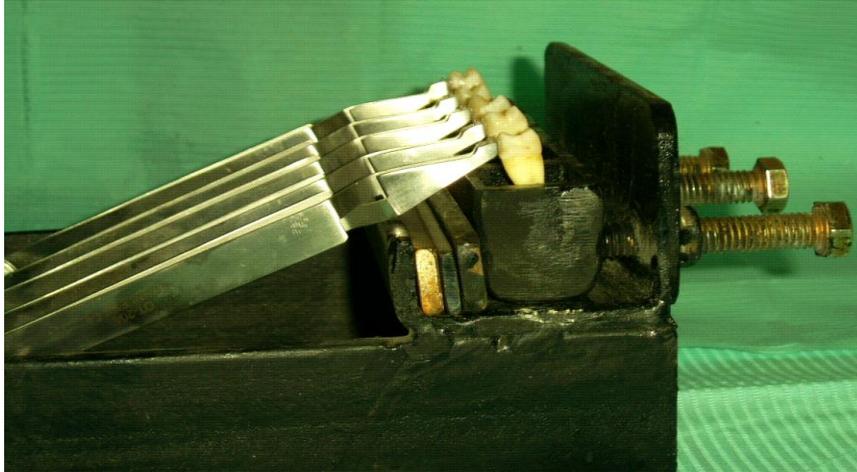


Figura 10. Dispositivo posicionador de brackets con posición ideal de brackets cementados con CPB-A previo al relleno con yeso.

A los elementos dentarios seleccionados se les cementó en sus caras vestibulares sanas el bracket, ya sea metálico o estético, con los diferentes cementos según indicación del fabricante. Para la colocación de los brackets se procedió a la profilaxis de las caras vestibulares de todos los elementos dentarios con piedra pómez y brochitas montadas en contrángulo, a baja velocidad y con refrigeración acuosa. El esmalte fue acondicionado con ácido fosfórico al 35% (3M Co) durante 15 segundos, se lavó con agua presurizada de la jeringa triple durante 5 segundos y se secó con aire filtrado y deshumidificado durante 10 segundos. Posteriormente se cementaron los distintos brackets con los diferentes agentes cementantes según especificación del fabricante en subgrupos de 5 piezas para cada elemento de la siguiente manera: el bracket se colocó en el centro de la cara vestibular ubicado a través de un posicionador (Morelli) a 4 mm del borde incisal, con presión manual y con la mejor adaptación.

Los subgrupos de 5 premolares y sus respectivos brackets cementados se colocaron en dos dispositivos diferentes confeccionados para cada ensayo. Los brackets cementados en los elementos dentarios fueron colocados en las pinzas porta brackets del dispositivo posicionador (PB) de manera que todos quedaron en la misma posición, esto es, con las caras vestibulares paralelas a la cara vestibular del dispositivo de transferencia utilizado (CPB-A o CPB-B) y la raíz del elemento dentario en el centro del orificio de la

Celda (Figura 9).

Para todos los ensayos el elemento dentario se dispuso en el centro de forma tal que su eje longitudinal quedó paralelo a la pared anterior de la celda que se designará, a partir de ahora, pared vestibular con todos los brackets en la misma posición.

Verificada la correcta posición y ubicación de los elementos dentarios se procedió a la colocación de la CPB-A o CPB-B; según el ensayo de 5 piezas para fuerzas en sentido ocluso-apical y 1 elemento dentario para los ensayos mesio-distales y vestibulo-vestibulares. Posteriormente se rellenaron las CPB-A o CPB-B con yeso densita Prima-Rock (amarillo tipo V de WhipMix USA). Con esto se intentó evitar la generación de tensiones y micro tensiones al momento de aplicar la fuerza.

A



Figura 11 A: para fuerzas: OA= Posicionador de bracket: se observa el elemento dentario con su bracket en las diferentes celdas portadoras de brackets previo a la realización del ensayo final.

B

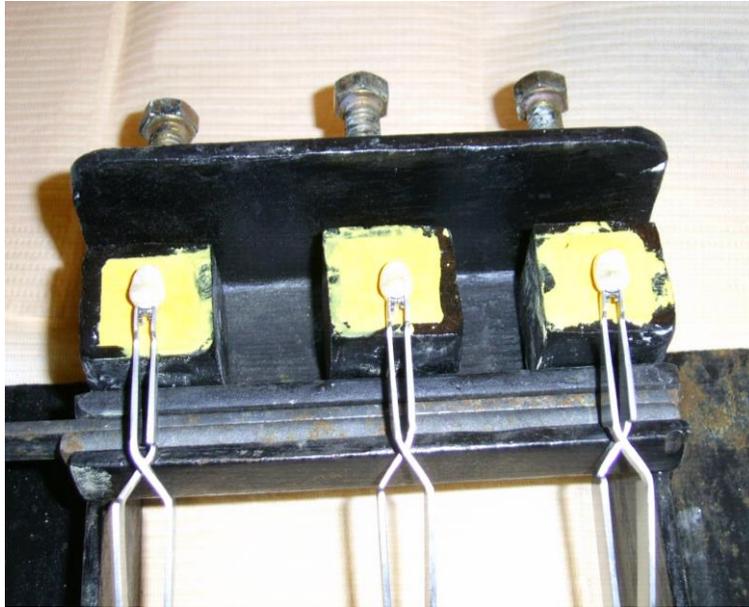


Figura 11 B: para fuerzas MD y V-V. Posicionador de bracket: se observa el elemento dentario con su bracket en las diferentes celdas portadoras de brackets, previo a la realización del ensayo final.

Ensayos de resistencia adhesiva al corte en sentido ocluso-apical

Para los ensayos ocluso-apicales en los cuales la cuchilla incidió en sentido ocluso-gingival se utilizaron las celdas portadoras de bracketsA (CPB-A), las que alojaban el subgrupo de 5 elementos dentarios (ensayo completo de un cemento). Se procedió de la siguiente manera: se colocaron los 5 brackets correspondiente a un ensayo en las 5 pinzas porta brackets del PB hasta que todos quedaron en igual posición y ubicación. Después se colocó el CPB-A de manera tal que las raíces de los elementos dentarios quedaron en el centro del orificio del CPB-A y se rellenó con yeso hasta tener las condiciones óptimas para realizar el ensayo de resistencia en la máquina de ensayos universales. En la base de la máquina Inströn se colocó el CPB-A sobre un elemento de presión (morsa) que tenía una base y dos mordazas ajustadas, luego se desplazó el cincel que se utilizó para aplicar la carga ya montado en la Inströn hacia el bracket a desprender, tratando de evitar el contacto en la base y las aletas del bracket (Figuras 12 y 13). En ese momento se verificaron la inclinación y la posición del conjunto morsa CPB-A (paralelo al eje del cincel tanto de frente como de lateral o costado); la fuerza a aplicar se encuentra entre las aletas

y la base del bracket a la altura de la ranura. A continuación se asentó el cincel, en forma manual, hasta tomar contacto con el lugar destinado para dar comienzo al ensayo, (Figura 14), este procedimiento se repitió en cada ensayo para permitir que la incidencia de la fuerza fuera igual en todos los desprendimientos; de forma tal que evite al mínimo o anule las variaciones de angulaciones no deseadas en el desprendimiento. El único movimiento que se realizó en este ensayo fue el desplazamiento del dispositivo en la base de la morsa que estaba ubicada en la plataforma de la Inströn, hasta hacer coincidir la cuchilla a la altura del bracket que se iban a desprender.

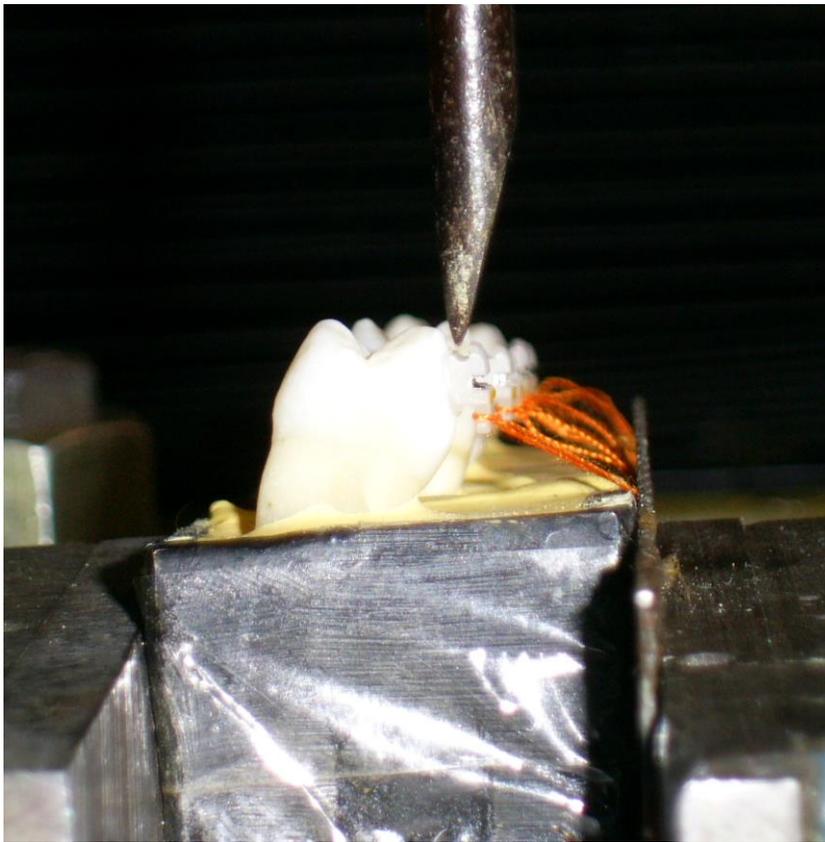


Figura 12: ensayo de cizalla previo a aplicar la carga se debe tener en cuenta el lugar de aplicación (canal entre la base y las aletas) a la altura de la ranura, la dirección (la línea del cincel) está paralela a la base de todos los brackets en sentido sagital.

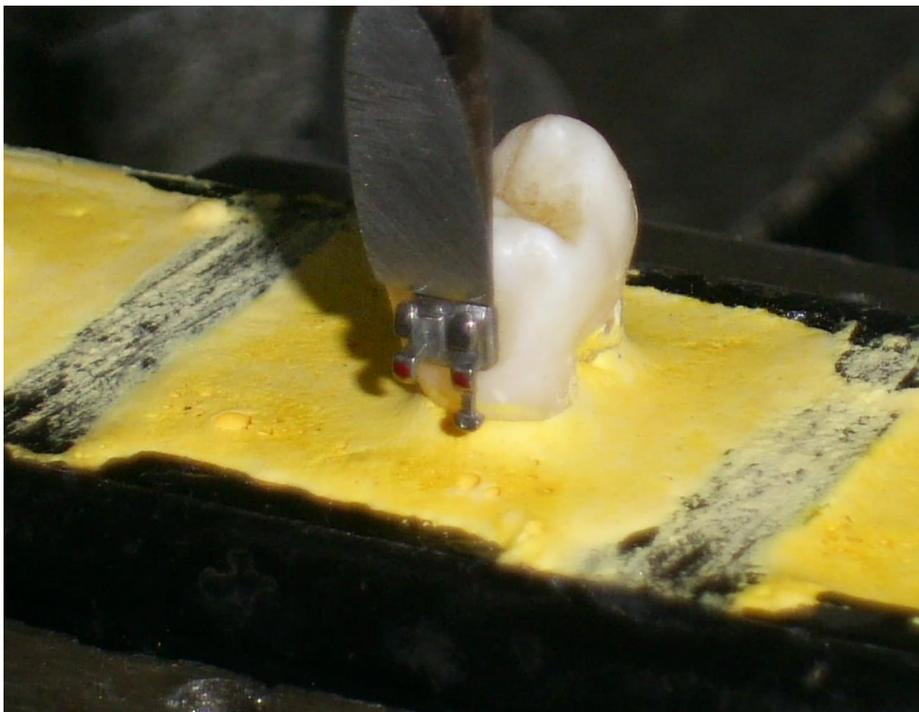


Figura 13: ensayo de cizalla previo a aplicar la carga se debe tener en cuenta el lugar de aplicación (canal entre la base y las aletas) a la altura de la ranura, la dirección (la línea del cincel) está paralela a la base de todos los brackets en vista formal.



Figura 14 Lugar de aplicación de la fuerza en los ensayos ocluso-apicales.

Una vez preparados los dispositivos se programó la máquina Inströn con una velocidad de 1,00 mm/min., de acuerdo a la estandarización ISO que contempla velocidades, esto es, $0,75 \pm 0,30$ mm/min., para ensayos de fuerzas de adhesión en forma paralela a la superficie del diente y un rango de fuerza de carga de 0/500 N con una precisión de $\pm 0,1$ N. La herramienta de corte utilizada fue una cuchilla biselada que siempre tomó contacto a la altura de la ranura del bracket en todos los ensayos. Fue fundamental que la herramienta de corte hiciera contacto con el bracket de manera homogénea para luego generar la fuerza.

Ensayos de resistencia adhesiva al corte en sentido mesio-distal o transversal

Para los ensayos transversales (mesio-distales y vestíbulo-vestibulares) se utilizaron los dispositivos CPB-B que alojaban un elemento dentario. Para los ensayos mesio-distales como los de tracción vestíbulo-vestibulares se usó el PB, en este caso solo las 3 pinzas porta brackets en que estaban los tornillos de agarre para cada dispositivo. Se utilizó el mismo criterio que en la preparación anterior para posicionar y ubicar los brackets

con sus elementos dentarios cementados. Se obtuvieron 5 dispositivos CPB-B para cada ensayo de un cemento. Una vez preparado este dispositivo se lo montó en la morsa de la base de la máquina de ensayos con su cara vestibular hacia el frente (al igual que el CPB-A del ensayo anterior) con la cara proximal o lateral en contacto con la base de la morsa (acostado) de modo que la cara proximal del bracket quedara horizontal y su ranura vertical (Figura 15). Se procedió a acercar el cincel (sin bisel), y se verificaron la posición y la inclinación.

Con respecto a la inclinación se intentó que la base quedara paralela y el lateral proximal del brackets mantuviera perpendicular para evitar rotaciones al eje del cincel o carga; con el bisel paralelo para evitar ángulos.

Con respecto a la posición, se pretendió que la carga se aplicara a la altura de la ranura (de modo similar que el ensayo anterior), una vez realizado este paso se asentó el cincel hasta que tomó contacto con el bracket en forma manual, para luego comenzar a realizar el ensayo con idéntica calibración de la máquina de ensayos Instron. En la ranura o slot se ejerció la fuerza de desprendimiento, tratando de mantener siempre el mismo punto de aplicación y dirección que los ensayos anteriores.



Figura 15: lugar de aplicación de la fuerza en los ensayos mesio-distales. Ensayo de cizalla previo a aplicar la carga se debe tener en cuenta el lugar de aplicación (costado de brackets) a la altura de la ranura, la dirección (la línea del cincel) esta paralela a la base del brackets en sentido sagital como en sentido frontal.

Ensayos de tracción para valoración de fuerzas en sentido vestíbulo-vestibular

Para los ensayos vestibulo-vestibulares se utilizaron 5 instrumentos o herramientas, estos fueron: una CPB-B, una prensa o morsa articulada (Stanly 83-069), un dispositivo de traccionador de brackets (TB) y dos niveles láser.

Además de utilizar los dispositivos de un elemento dentario, se diseñó y fabricó el dispositivo traccionador (TB), dispositivo para la tracción. Este TB era lo suficientemente liviano pero, a su vez, resistente, para poder realizar el ensayo. Este dispositivo está constituido por un cilindro con uno de sus extremos abiertos, en el otro extremo tenía una tapa con un orificio a través del cual pasaba una varilla roscada que cumplía la función de vástago rígido y se unía a la máquina de ensayos por uno de sus extremos. Por el otro extremo se unía, en una articulación móvil, a las ramas de las tenazas prensas que eran los que tenían por dos dientes o bocados al bracket, siempre a la misma altura, o sea en la ranura.

En este ensayo se colocaron los elementos dentarios con sus brackets cementados para el ensayo de cada cemento en los CPB-B con igual criterio y modo en los que se procedió en el ensayo anterior. Una vez terminado este paso se preparó la Instron con los sensores específicos para tracción en relación con el TB, el elemento de presión (morsa) en la base fue reemplazado por una morsa totalmente articulada

Para la estandarización de este ensayo se utilizaron dos niveles láser para certificar que el sentido de la fuerza siempre fuera el mismo y no variara su dirección y, de este modo, tuviera idéntico vector de fuerzas. En este acomodamiento y la alineación final se ubicaron dos niveles láser que emitían una línea roja de luz en sentido vertical y horizontal que formaban un ángulo de 90° creando un triángulo equilátero con su base entre los niveles y su vértice en el eje longitudinal o vertical del DE, lo que permitía visualizar cualquier desalineación en todos los sentidos. Colocados todos los instrumentos a utilizar en el lugar correspondiente se colocó el CPB-B en la morsa articulada (Stanly 83-069) con su cara vestibular hacia arriba, se posicionó sobre el CPB-B el TB en forma pendular, se corroboró esta posición con los niveles haciendo coincidir la línea de luz roja en todo el eje

del TB, se lo dejó suspendido para colocar las pinzas entre las aletas del bracket y la base, se bajó el cilindro para que los bocados de las pinzas apretaran en el bracket y se ajustó la tuerca mariposa en la parte superior del cilindro. Posteriormente se elevó-en forma manual- hasta lograr el primer ajuste para después comenzar el ensayo.

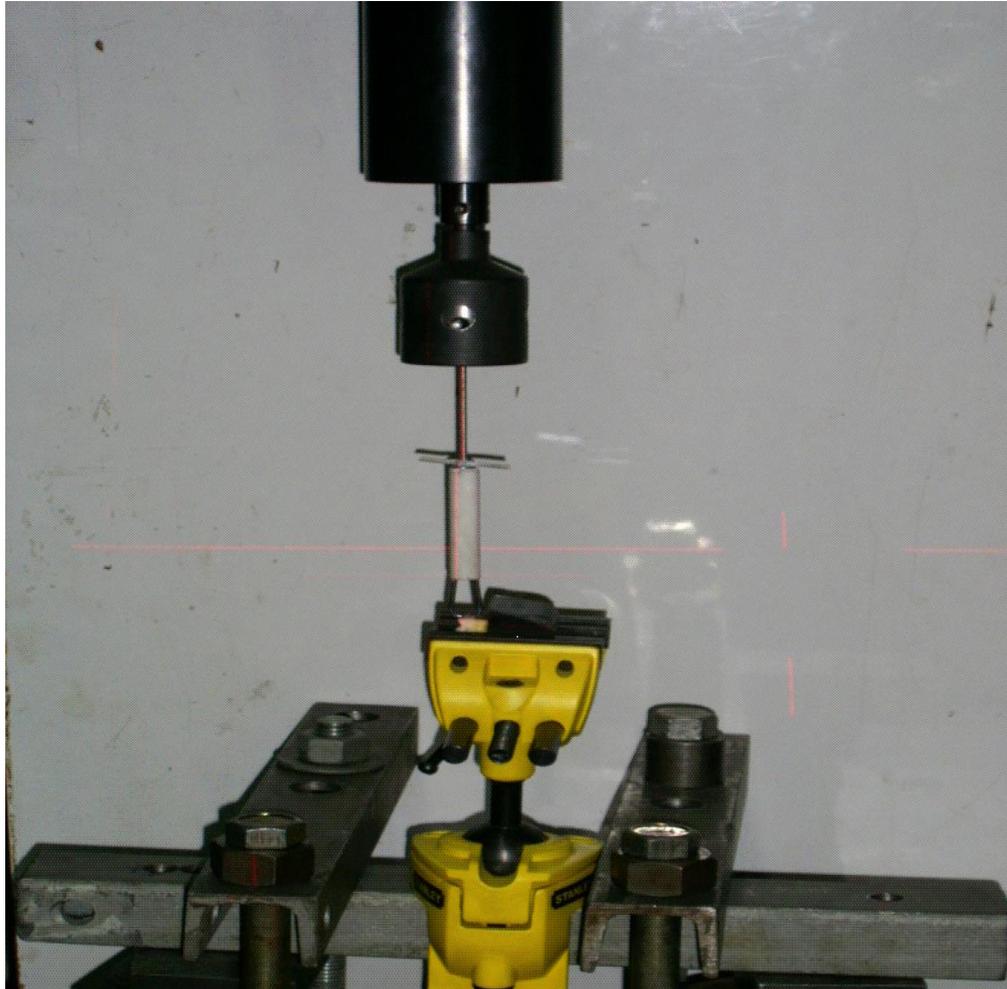


Figura 16 A: aparatología utilizada y método de aplicación de la fuerza en los ensayos de tracción. Conjunto de aparatología, niveles laser, morsa adaptable, y el dispositivo traccionador de brackets (TB) previo a aplicar la carga, se observan las dos líneas verticales emitidas por el haz de luz de los niveles (más la de la izquierda) para la alineación, que incide en la pieza, cilindro y vástago de esta manera la carga del ensayo se da perpendicular a la base del bracket.

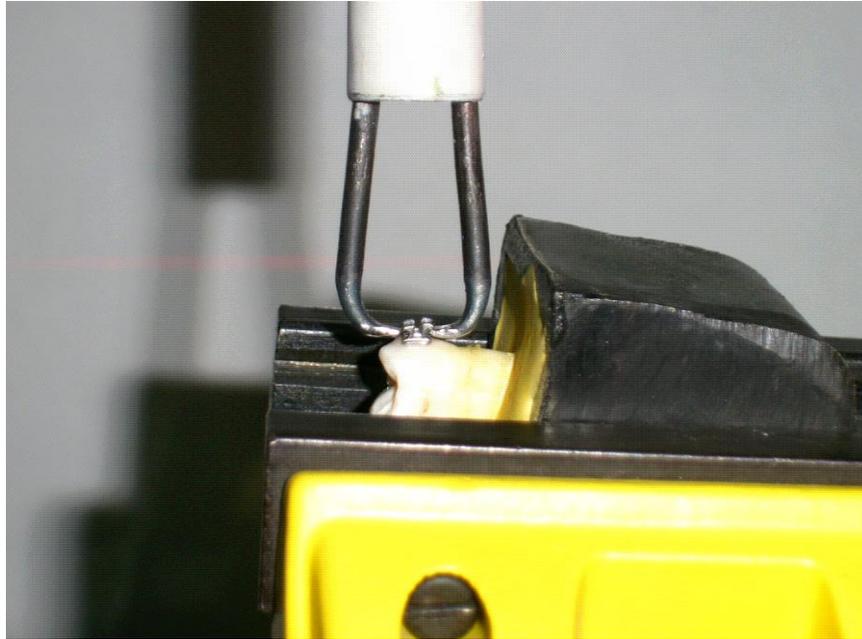


Figura 16 B: aparatología utilizada y método de aplicación de la fuerza en los ensayos de tracción. Dispositivo traccionador de brackets (TB) previo a aplicar la carga, se observa la ubicación final de los dientes o bocados, entre la aleta y la base a la altura de la ranura, antes del comienzo del ensayo, de esta manera la carga del ensayo se da perpendicular a la base del bracket.

Aparatología del Índice de Remanente Adhesivo (ARI)

Para realizar las mediciones de ARI, se obtuvieron imágenes de brackets y elementos dentarios, mediante un sistema óptico constituido por una lupa estereoscópica (Olympus-Japón), con magnificaciones de 10 y 16 x y una cámara digital Sony SSC-C370P conectada a una PC.

Las imágenes fueron procesadas utilizando el software Image Pro-Plus v.4.52 de Media Cybernetic, calibrado para el sistema óptico utilizado. Con herramientas provistas por el software se midieron las áreas correspondientes a los restos de cemento adheridos a ambas superficies (esmalte y bracket) de cada muestra y finalmente se tabularon los datos registrados en planillas para su posterior tratamiento estadístico. Figura 17

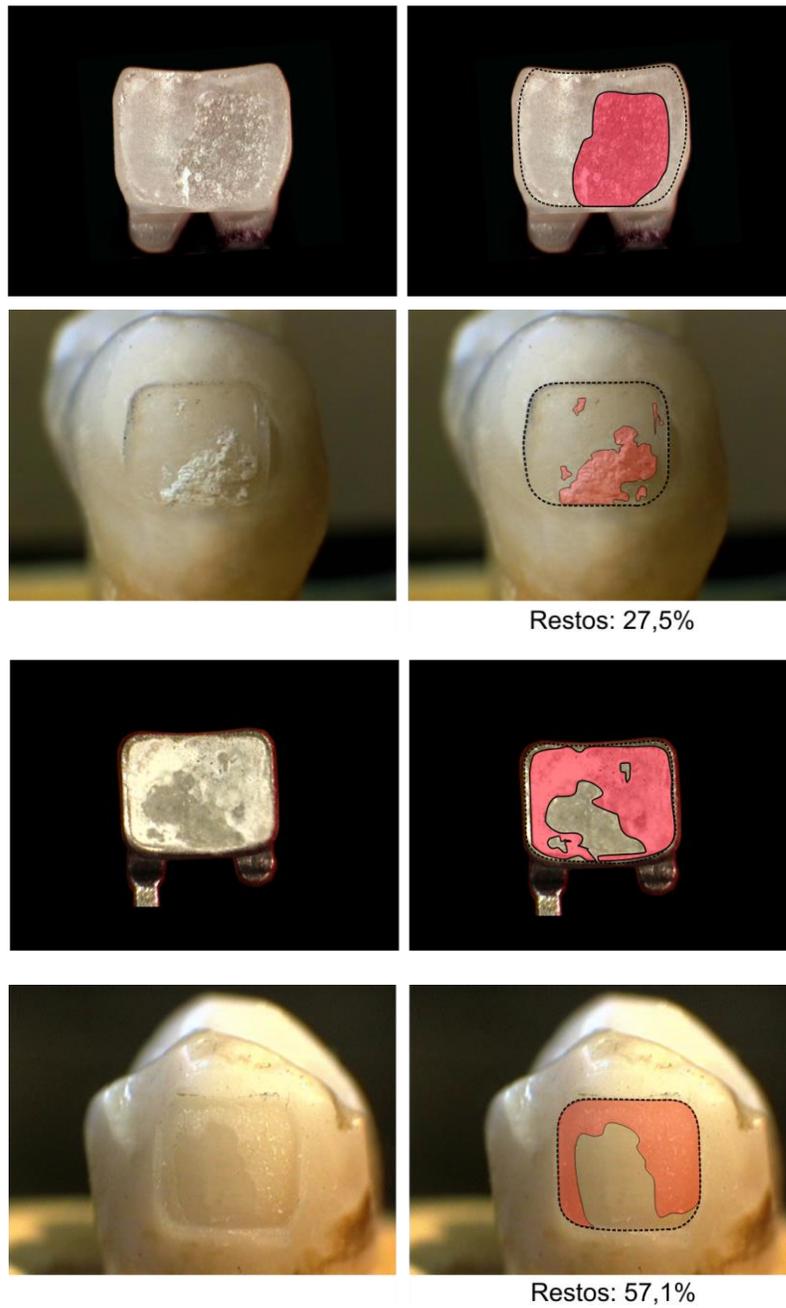


Figura 17: imagen del programa Image Pro-Plus v.4.52 para medición de ares utilizado para medir al ARI

ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

La descripción de los datos se realizó mediante la media o mediana como medidas de centralización para las variables cuantitativas y la variabilidad se expresó mediante el desvío estándar. La comparación entre las fuerzas realizadas en MPa sobre los tipos de brackets, los cuatro tipos de adhesivos propuestos en el diseño metodológico y la dirección de la fuerza aplicada fue evaluada mediante la prueba de ANOVA a una vía de clasificación o en un modelo completo a dos vías de clasificación más la interacción entre las variables independientes del modelo. La prueba de Bonferroni fue utilizada a posteriori del ANOVA. La variable respuesta fue el valor de la fuerza expresada en MPa (megapascales) para cada uno de los niveles de los dos factores establecidos (Factor A = tipo de bracket y Factor B = tipo de adhesivo cementante).

Por otra parte se analizó, en todas las piezas, la cantidad de cemento remanente o cemento adhesivo residual con el método Adhesive Remnant Index (ARI) en un microscopio óptico con un aumento de 10x. La cantidad de cemento que quedó adherido y/o desprendido se evaluó mediante una variable categórica con cinco niveles a la que se le denominó "ARI". Los niveles de esta variable fueron:

- El 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte: *Nivel 1*
- El 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte: *Nivel 2*
- Hay más del 10% y menos del 90% de adhesivo-cemento unido al esmalte: *Nivel 3*
- Hay menos del 10% de adhesivo-cemento residual en el esmalte: *Nivel 4*.
- El esmalte permaneció libre de adhesivo-cemento: *Nivel 5*

El resumen estadístico de los datos cualitativos se realizó mediante frecuencias relativas expresadas en porcentajes para cada nivel de la variable ARI. La asociación entre la fuerza realizada y los tipos de brackets, tipos de medios cementantes y direcciones de fuerzas fue evaluada mediante prueba Chi Cuadrado.

Para todas las pruebas estadísticas realizadas se fijó un valor de $p < 0.05$ para significación estadística. Los datos fueron analizados con el software Infostat, versión 2013.

RESULTADOS

ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE DE BRACKETS METÁLICOS Y CERÁMICOS

El valor promedio de MPa utilizado para los ensayos de resistencia adhesiva al corte de brackets fue significativamente mayor en los metálicos ($11,74 \pm 6,45$) en relación a los cerámicos ($9,25 \pm 5,95$) (Tabla 1).

Tabla 1. Valores promedio \pm desvío estándar de los diferentes tipos de brackets, tipos de cementos y direcciones de fuerzas aplicadas, medidos en Mega Pascales. Valores <0.05 indican significación estadística

Grupos de Comparación		Media \pm Desvío Estándar	p-valor (prueba)
Tipo de Bracket	Metálicos	$11,74 \pm 6,45$	0,005 (Mann Whitney-U)
	Cerámicos	$9,25 \pm 5,95$	

Al evaluarse la fuerza necesaria de resistencia al corte de brackets en relación a los tipos de cementos utilizados se observó que no hubo variaciones significativas entre los cementos aplicados en cada tipo de brackets ($p>0.05$) (Tabla 2).

Tabla 2. Valores promedio \pm desvío estándar (D.E) de los diferentes tipos de cemento utilizados en cada tipo de bracket, medidos en Mega Pascales.

Cementos	Metálicos		Cerámicos	
	Media	D.E.	Media	D.E.
Enforce (Densply)	12,54	8,41	6,49	4,08
Fují Ortho (Fuji)	13,18	8,45	8,36	5,65
Multlink (Vivadent)	12,68	7,28	11,24	6,32
Variolink II (Vivadent)	14,67	8,52	10,91	6,67

Sin embargo, al valorarse la dirección de la fuerza aplicada en cada tipo de bracket se observó una fuerza significativamente menor en la dirección V-V en relación a la M-D y O-A, en ambos tipos de brackets (Tabla 3).

Tabla 3. Valores resúmenes de Resistencia Adhesiva al corte de las Diferentes Fuerzas aplicadas \pm desvío estándar (DE) de MPa en las direcciones de fuerzas aplicadas en cada tipo de brackets, medidos en MPa. (*) p-valor < 0,05 indica diferencias significativas.

Dirección	Metálicos		Cerámicos	
	Media	D.E.	Media	D.E.
fuerza M-D	19,01	7,33	12,98	5,37
fuerza O-A	14,94	6,57	11,31	4,93
fuerza V-V^(*)	5,85	2,69	3,46	1,53
p=0,0001, prueba de Tukey a posteriori ANOVA.				

ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE SEGÚN LOS DIFERENTES CEMENTOS EMPLEADOS

En general, los diferentes tipos de medios cementantes utilizados no mostraron variaciones significativas de resistencia adhesiva al corte; aunque puede mencionarse que VariolinkII ($12,79 \pm 7,76$ MPa) y Multilink ($11,96 \pm 6,74$ MPa) presentaron valores promedios más altos de resistencia que Fují ($10,77 \pm 7,48$ MPa) y Enforce ($9,51 \pm 7,19$ MPa) (Tabla 4). Un comportamiento similar de resistencia adhesiva al corte fue observado también en cada tipo de brackets o dirección de fuerza

Tabla 4. Valores promedio \pm desvío estándar de los diferentes tipos de brackets, tipos de cementos y direcciones de fuerzas aplicadas, medidos en Mega Pascales. Valores <0.05 indican significación estadística

Grupos de Comparación	Media \pm Desvío Estándar	p-valor (prueba)
Enforce (Densply)	$8,81 \pm 6,17$	0,2109 (Kruskal Wallis)
Fují (ionomero dual)	$9,37 \pm 5,43$	
Multlink (Vivadent)	$11,42 \pm 6,15$	
Variolink II (Vivadent)	$12,13 \pm 7,00$	

ENSAYOS DE RESISTENCIA ADHESIVA AL CORTE SEGÚN DIRECCIÓN Y PUNTO DE APLICACIÓN DE LAS FUERZAS

Las direcciones que más resistieron las fuerzas aplicadas fueron M-D ($15,99 \pm 7,04$ MPa) y O-A ($13,12 \pm 6,02$ MPa) en relación a la dirección V-V ($4,66 \pm 2,48$ MPa) (Tabla 5).

Tabla 5. Valores promedio \pm desvío estándar de los diferentes tipos de brackets, tipos de cementos y direcciones de fuerzas aplicadas, medidos en Mega Pascales. Valores <0.05 indican significación estadística.

Grupos de Comparación		Media \pm Desvío Estándar	p-valor (prueba)
Dirección de la fuerza	M-D	$15,99 \pm 7,04$	0,0001 (Kruskal Wallis)
	O-A	$13,12 \pm 6,02$	
	V-V*	$4,66 \pm 2,48$	

Igual comportamiento de la dirección de V-V fue observado en cada tipo de brackets (Tabla 3) y con los distintos tipos de medios cementantes aplicados (Tabla 6). Esta fue la dirección (V-V) que menor resistencia significativa presentó con cualquiera de los tipos de cementos.

Tabla 6. Valores promedio \pm desvío estándar de los diferentes tipos de direcciones de fuerzas, en relación a los medios cementantes utilizados, medidos en MPa.

Cementos	fuerza O-A		fuerza M-D		fuerza V-V	
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.
Enforce (Densply)	12,11	7,50	12,23	7,30	4,20	3,14
Fují (ionomero dual)	11,65	3,76	16,51	8,47	4,14	2,81
Multlink (Vivadent)	15,50	7,22	15,35	3,57	5,02	1,09
Variolink II (Vivadent)	13,22	5,00	19,87	6,61	5,27	2,55

La evaluación de todas las variables conjuntamente en un modelo ANOVA de efectos principales mostró que la dirección de la fuerza V-V con cualquiera de los medios cementantes aplicados y el tipo de bracket fue la que presentó menor resistencia adhesiva (Gráfico estadístico1 y Tabla 7)

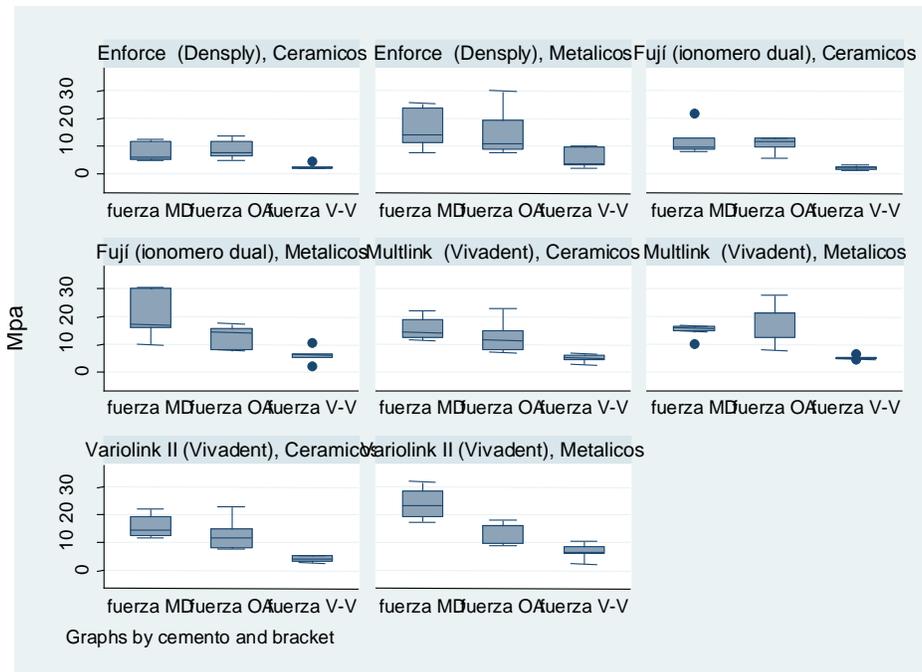


Grafico estadístico 1. Gráficos de cajas de los valores medios (mediana-línea), percentiles 25 y 75 (extremo inferior y superior de la caja respectivamente) de MPa en las distintas direcciones de fuerza en cada tipo de cemento en cada tipo de bracket ensayado.

Tabla 7. Valores promedio desvío estándar de los diferentes tipos de direcciones de fuerzas, en relación a los medios cementantes utilizados, medidos en MPa. Modelo ANOVA de efectos principales y prueba Bonferroni a posteriori, con 95% de confianza (MPa=constante+bracket+cemento+dirección± fuerza). *p-valor efecto bracket=0,0006; **p-valor efecto cemento=0;0097; ^{a-b-c} p-valor efecto dirección de fuerza=0.0001 (letras diferentes indican efectos significativos entre las direcciones de fuerzas aplicadas).

BRACKET	CEMENTO	DIRECCIÓN	MEDIA	E.E.	MEDIANA
Metálicos*	Enforce (Densply)**	fuerza M-D ^a	16,43	3,52	14,02
		fuerza O-A ^b	15,34	4,16	10,75
		fuerza V-V ^c	5,85	1,70	3,76
	Fují (ionomero dual)	fuerza M-D ^a	20,83	4,08	17,05
		fuerza O-A ^b	12,74	1,97	14,55
		fuerza V-V ^c	5,96	1,33	6,28
	Multlink (Vivadent)	fuerza M-D ^a	14,87	1,27	16,02
		fuerza O-A ^b	18,12	3,50	21,16
		fuerza V-V ^c	5,06	0,33	4,89
	Variolink II (Vivadent)**	fuerza M-D ^a	23,89	2,76	23,08
		fuerza O-A ^b	13,55	1,84	15,87
		fuerza V-V ^c	6,55	1,35	6,32
Cerámicos	Enforce (Densply)**	fuerza M-D ^a	8,03	1,67	5,92
		fuerza O-A ^b	8,88	1,66	7,58
		fuerza V-V ^c	2,55	0,47	2,16
	Fují (ionomero dual)	fuerza M-D ^a	12,20	2,51	9,48
		fuerza O-A ^b	10,57	1,38	11,84
		fuerza V-V ^c	2,31	0,34	2,45
	Multlink (Vivadent)	fuerza M-D ^a	15,84	2,00	14,46
		fuerza O-A ^b	12,89	2,79	11,62
		fuerza V-V ^c	4,98	0,65	5,29
	Variolink II (Vivadent)**	fuerza M-D ^a	15,84	2,00	14,46
		fuerza O-A ^b	12,89	2,79	11,62
		fuerza V-V ^c	3,99	0,53	3,95

INDICE DE ADHESIVO REMANENTE

En la Tabla 8 se muestran los resultados del índice de adhesivo remanente (Adhesive Remnant Index- ARI) que representan los porcentajes de la cantidad de casos que se observaron en cada tipo de falla (niveles) en relación al total de casos sometidos a ruptura en cada nivel.

En relación al tipo de bracket se observó que los del tipo metálico presentaron un porcentaje significativamente mayor en los niveles 3 y 4 (44% y 38%, respectivamente) en relación a los otros niveles. En tanto en los del tipo cerámico el mayor porcentaje significativo fue observado en los niveles 1 a 3 (25%; 18% y 52%) (Tabla 8).

Tabla 8. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI. (*)

p-valor<0,05 indica significación estadística. *Nivel 1*: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 2*: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 3*: entre 10%; *Nivel 4*: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; *Nivel 5*: libre de cemento.

Grupos de comparación		Niveles %					p-valor (χ^2)
		1	2	3	4	5	
*Tipo de Bracket	Metálicos	2	7	44	38	9	0,0001
	Cerámicos	25	18	52	3	2	
*Cementos	Enforce (Densply)	10	17	52	14	7	0,0319
	Fují (ionomero dual)	13	27	47	13	0	
	Multlink (Vivadent)	15	0	56	30	0	
	Variolink II (Vivadent)	14	4	39	29	14	
*Dirección de la fuerza	M-D	3	10	49	28	10	0,0001
	O-A	0	5	62	27	5	
	V-V	37	21	34	8	0	

Al considerar las direcciones de fuerza dentro de cada tipo de bracket utilizado en esta investigación, se observó que los mayores porcentajes significativos se presentaron en los brackets metálicos, niveles 3 y 4 para cualquiera de las direcciones aplicadas. En tanto los mayores porcentajes significativos para los brackets cerámicos se observaron en el nivel de las direcciones MD y OA; la dirección V-V fue la que mostró el mayor porcentaje significativo en el nivel 1 (Tabla 9).

Tabla 9. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI para las distintas direcciones de fuerza en cada tipo de bracket. (*) p-valor < 0,05 indica significación estadística. *Nivel 1*: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 2*: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 3*: entre 10%; *Nivel 4*: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; *Nivel 5*: libre de cemento.

Fuerzas	Metálicos					Cerámicos				
	Niveles %					Niveles%				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
M-D	5	5	25	50	15	0	16	74	5	5
O-A	0	0	45	45	10	0	12	82	6	0
V-V	0	17	67	17	0	70	25	5	0	0
	p-valor (χ^2)= 0,0203					p-valor (χ^2)=0,0001				

Al considerarse el comportamiento de los medios cementantes utilizados en cada tipo de bracket se observó que el mayor porcentaje significativo se presentó en el nivel 3 de los brackets metálicos en los cementos Fuji, Enforce, y Multilink (53%, 60% y 43%, respectivamente) (Tabla 10).

Tabla 10. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI. (*)

p-valor < 0,05 indica significación estadística. *Nivel 1*: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 2*: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 3*: entre 10%; *Nivel 4*: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; *Nivel 5*: libre de cemento.

Cementos	Metálicos					Cerámicos				
	Niveles%					Niveles%				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Enforce (Densply)	7	13	53	13	13	14	21	50	14	0
Fují (ionomero dual)	0	13	60	27	0	27	40	33	0	0
Multilink (Vivadent)	0	0	43	57	0	31	0	69	0	0
Variolink II (Vivadent)	0	0	21	57	21	29	7	57	0	7
	p-valor (χ^2)= 0,0182					p-valor (χ^2)= 0,064				

El comportamiento de la dirección de fuerza aplicada en cada uno de los medios cementantes utilizados mostró un mayor porcentaje significativo en el nivel 3 en la dirección OA en el cemento Enforce (80%) y en la dirección MD (70%) del mismo nivel del cemento Multilink (Tabla 11).

Tabla 11. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI. (*)

p-valor<0,05 indica significación estadística. *Nivel 1*: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 2*: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; *Nivel 3*: entre 10%; *Nivel 4*: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; *Nivel 5*: libre de cemento.

Cementos	Fuerza	Niveles %					p-valor (χ^2)
		1	2	3	4	5	
Enforce (Densply)*	FM-D	11	11	33	22	22	0,0449
	FO-A	0	0	80	20	0	
	FV-V	20	40	40	0	0	
Fují (ionomero dual)	FM-D	0	30	50	20	0	0,075
	FO-A	0	20	70	10	0	
	FV-V	40	30	20	10	0	
Multilink (Vivadent)*	FM-D	0	0	70	30	0	0,0291
	FO-A	0	0	50	50	0	
	FV-V	44	0	44	11	0	
Variolink II (Vivadent)	FM-D	0	0	40	40	20	0,0792
	FO-A	0	0	44	33	22	
	FV-V	44	11	33	11	0	

La evaluación de todas las variables conjuntamente con los niveles de ARI mostró que:

- En los brackets metálicos la dirección de las fuerzas M-D y O-A presentaron porcentajes significativamente mayores (p-valor=0,0003) en los niveles 3 y 4 de los cementos Fují, Enforce, Multilink y Variolink II, mientras que la dirección V-V mostró un mayor % en el nivel 3 de los cementos Multilink y Variolink II (Figura 2).
- En los brackets cerámicos la dirección de las fuerzas M-D y O-A

presentaron porcentajes significativamente mayores (p -valor=0,0021) en los niveles 3 y 2 de los cementos Fují, Enforce, y Variolink II, mientras que la dirección V-V mostró un mayor % en el nivel 2 de Enforce, nivel 1 de Fuji, Multilink y Variolink II (Figura 3).

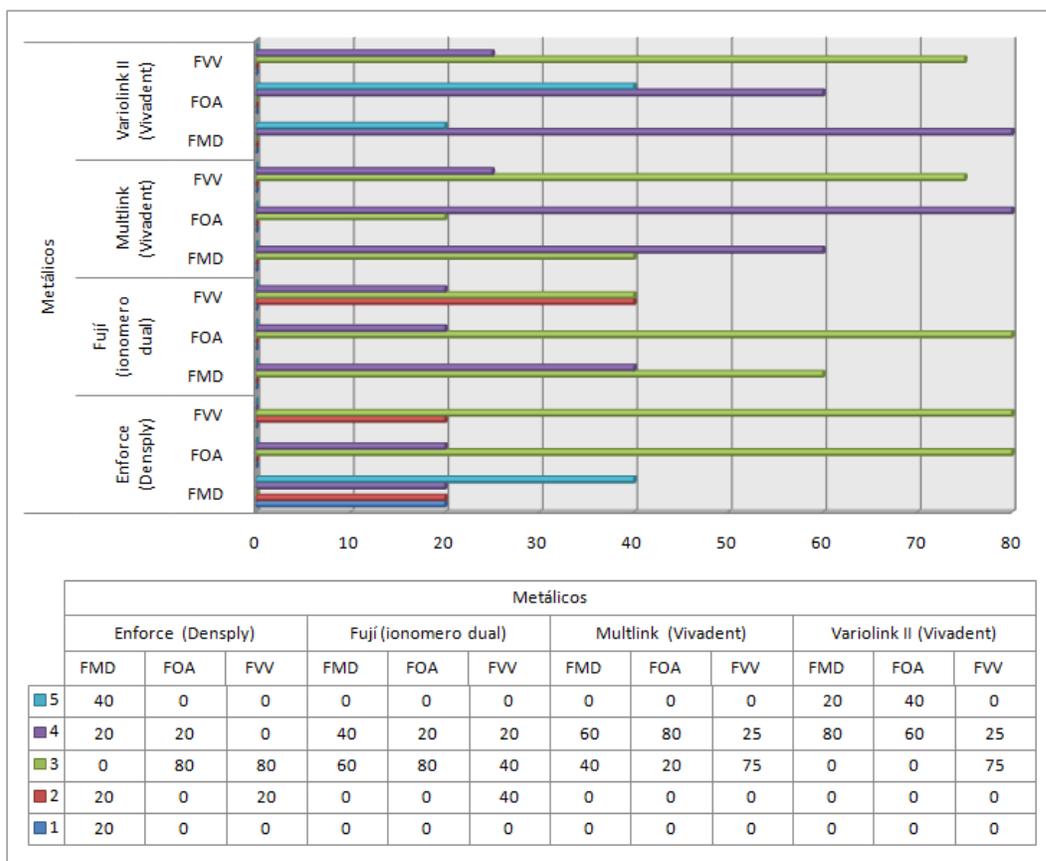


Grafico estadístico 2. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI considerando en conjunto dirección de fuerzas aplicadas en cada medio cementante en brackets metálicos. Nivel 1: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; Nivel 2: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; Nivel 3: entre 10%; Nivel 4: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; Nivel 5: libre de cemento.

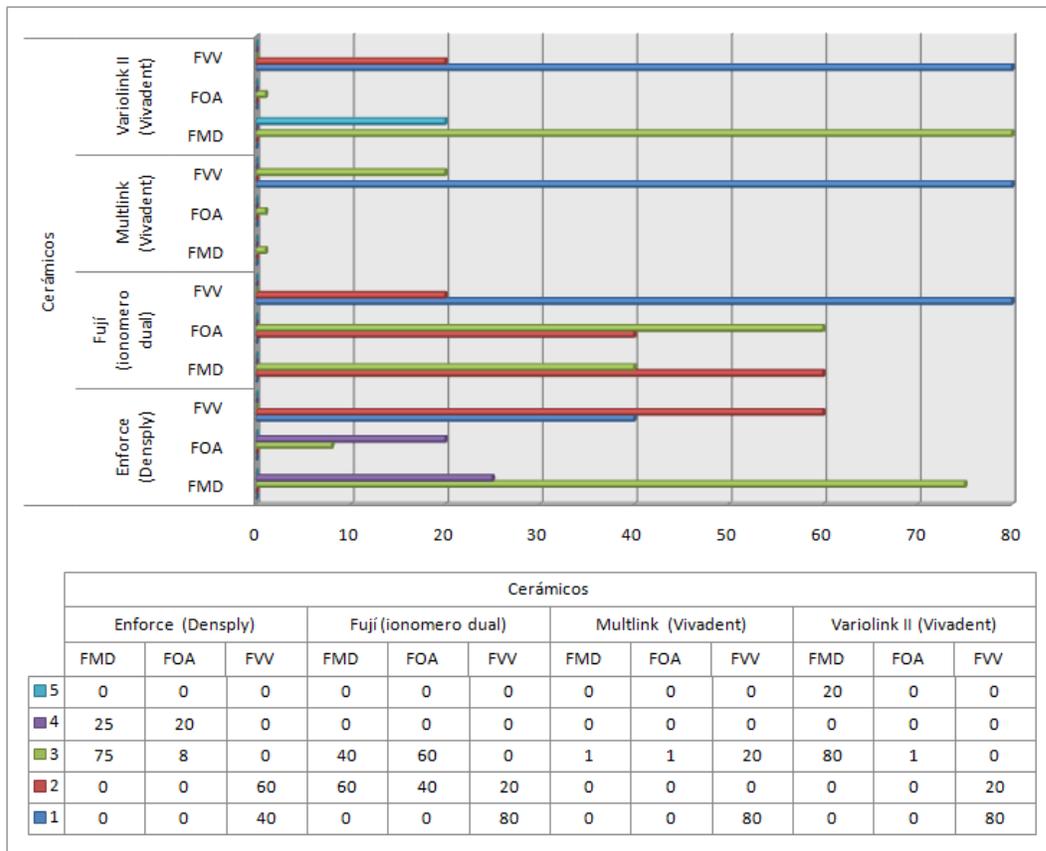


Grafico estadístico 3. Porcentajes de muestras en cada uno de los niveles de ARI considerando en conjunto dirección de fuerzas aplicadas en cada medio cementante en brackets cerámicos. Nivel 1: 100% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; Nivel 2: 90% del adhesivo-cemento permaneció adherido al esmalte; Nivel 3: entre 10%; Nivel 4: 90% de adhesivo-cemento en esmalte y menos del 10% de adhesivo-cemento en esmalte; Nivel 5: libre de cemento.

DISCUSIÓN

Para garantizar el éxito en un tratamiento de ortodoncia es necesario realizar movimientos, tanto en los elementos dentarios como en sus estructuras de sostén. Para ello se aplican fuerzas de diferentes magnitudes y direcciones para alcanzar los movimientos dentarios. Con esa finalidad, tal como se ha visto en el presente ensayo, deberán cementarse los brackets sobre la superficie adamantina de la cara vestibular de los dientes.

En la interface (esmalte - medio cementante – bracket) es donde se generan las mayores tensiones y, por consiguiente, es el lugar en el cual se producen los fracasos. Por este motivo es que se decide estudiar la combinación de cementos, brackets y dirección y punto de aplicación de fuerzas más adecuadas.

S. Bishara, J. Laffon (et al) publicaron en el año 2002 un artículo titulado "The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesive" en el cual observan que uno de los problemas clínicos de la mecánica del tratamiento (movimiento) más recurrente es el desprendimiento de aditamentos adheridos a las superficies coronarias que deben ser reemplazadas frecuentemente lo que ocasiona numerosos inconvenientes.

A. Sondhi en su artículo "Efficient and Effective Indirect Bonding" (1999) estudia las fallas en la adhesión y considera que, si las fallas ocurren durante las primeras 24-48 horas de la colocación del aparato, se puede considerar que el origen del problema está en la técnica o contaminación del material. La fuerza inicial en un tratamiento, al atar el arco con una ligadura de alambre al bracket, origina una fuerza de desalojo o desprendimiento que, si supera los rangos de adhesión al cemento, puede desprender el bracket. Por esta razón recomienda iniciar con la aplicación de fuerzas débiles utilizando arcos pequeños y dobleces en los alambres. Si ocurre una falla entre las 48-72 horas después de la colocación de los brackets, es un más difícil determinar el origen de la falla pero la causa del problema puede ser similar a la situación anterior, aunque el paciente puede también provocar este problema. Después de tres o cuatro días, la

posibilidad de que la falla se deba a error en la técnica o contaminación del material es muy baja. De producirse se deberán generalmente al paciente.

Se acuerda con estos autores en que el fenómeno más común es el desprendimiento y el menos común es la rotura o deformación de los brackets. Es importante tener en cuenta que si se intenta alojar el arco dentro de la totalidad de la ranura en un solo paso, con la misma fuerza de la ligadura se originaría una fuerza de desalojo del bracket (F: M/D) que es similar al procedimiento que se sigue cuando se quitan los brackets. Por esta razón es recomendable que el arco a utilizar sea de diámetro pequeño (0,12-0,14), o realizar alguna maniobra para disminuir la carga inicial, como una llave de torsión, en lugar de tratar de ajustar el arco solo con la ligadura evitando las fallas de adhesión por fuerzas de desprendimiento ocasionadas por el operador.

Spiro, J. Chaconas (et al) en el artículo "Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems" publicado en 1990 en la *Revista The Angle Orthodontist* llevan a cabo un estudio con brackets cerámicos (monocristalinos, policristalinos y cerámica plástica compactada) con diferentes cementos (auto pasta pasta, auto pasta líquido y foto) sometidos a fuerzas mesio- distal y a tracción. La investigación demostró que, la combinación de diferentes brackets cerámicos con el uso de diferentes sistemas adhesivos, no tiene influencias significativas en los ensayos de fuerza; los brackets de cerámica plástica compactada con un sistema pasta-pasta fueron los que mejor respondieron al sistema de fuerzas mesio-distales. Este mismo bracket y un policristalino (Transcend) tuvieron valores más altos al realizar las fuerzas de tracción; mientras que, los brackets monocristalinos mostraron una alta tendencia a las fracturas de las aletas en fuerzas de tensión (66 de 120 elementos dentarios).

Este estudio llevó a la reflexión y profundización de un nuevo protocolo para evitar las roturas de los brackets. En función de ello se idearon y fabricaron nuevos dispositivos para realizar la fuerza de tracción y de este modo, se evitaron posibles variables de inclinación y ajuste durante los ensayos y se cambió el punto de aplicación de la fuerza en sentido mesio-distal (el cincel acopla a la altura de la ranura y no en la base).

De acuerdo a lo que sostiene K Pickett en su trabajo “Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results” (2001), las pruebas de fuerzas “in vitro” de brackets se han utilizado para guiar al odontólogo en la selección de adhesivos y brackets. El método más utilizado es la medición de fuerzas cortantes o resistencia adhesiva al corte. Existen muchos métodos para prueba o ensayos de resistencia adhesiva al corte, tales como, ligaduras de alambre, cuchillas de acero o varillas. Aunque las pruebas de fuerzas cortantes (cizalla) son las más ampliamente utilizadas, también la tracción podría ser una técnica muy sensible. En prueba de fuerza de cizalla, la dirección ideal de la tracción es paralela a la interface de adhesión.

Se acuerda con estos autores que la prueba más específica es la de cizalla o resistencia adhesiva al corte. Se coincide también en que la carga debe ir de forma paralela a la interface y que el punto de aplicación de la fuerza puede ser realizado a la altura de la base o de la ranura. En esta última tendría mayor repercusión clínica (ya que es el lugar en el cual se liga el alambre y se realiza la fuerza en el bracket). De los resultados obtenidos tiene mayor incidencia clínica realizar los ensayos a la altura de la ranura ya que es el lugar en el cual se realizará la fuerza o carga cuando se liga el alambre.

K. O'Brien., M. Read (et al) en la publicación del año 1989 “A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study” realizada en la *Revista Am J Orthod Dentofacial Orthop*, sostienen que se ha reconocido que la dirección de la fuerza de desunión afecta los resultados. Para eliminar esta variabilidad han sido presentadas diversas alternativas, incluyendo el montaje de todas las muestras juntas en dispositivos para su posterior desprendimiento. Sin embargo, numerosos estudios de cizalla no dan información exacta sobre la dirección al aplicar la carga. Es probable que en muchos casos la fuerza no se aplique en paralelo a la base del bracket sino en pequeños ángulos que pueden estar determinados por la relación de la longitud axial del diente montado a la dirección de carga. En la presente investigación el montaje de los elementos dentarios se hizo de acuerdo a la posición del bracket.

Littlewood y Redhead en “Use of jigs to standardise orthodontic bond testing”

(1997) manifestaron que existe numerosa bibliografía en la cual consta una amplia gama de mediciones en ensayos de cizalla que se han considerado resultados fiables, y especularon con que esta amplia variación de los resultados se ha debido a la falta de control de la dirección de la fuerza de despegado (corte). Esta gran variación de resultados para un mismo ensayo probablemente se ha debido a algún tipo de desalineación entre el cincel y el bracket en el momento del ensayo. Concluyendo que es evidente que, mediante el uso de dispositivos que controlan cuidadosamente los planos de desprendimiento, se mejora o se reduce la variación de resultados; siendo deseable esta condición de reproducibilidad. Sin embargo, la validez de estas técnicas se confirma solo cuando se pueden comparar datos obtenidos usando dispositivos iguales o similares que controlan variables análogas.

La investigación realizada demostró que, a través del diseño y la fabricación de diferentes dispositivos, se pueden estandarizar de forma estable y reproducible todos los ensayos y, de este modo, no introducir variables a los trabajos de resistencia adhesiva al corte permitiendo su posterior comparación.

A. Klocke y B. Kahl-Niekeen “Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength” (2006) concluyen que la dirección de una fuerza influye en el desprendimiento y que por eso se necesita diferente cantidad de carga para la ruptura. La presencia de variables de carga sin control dificulta comparar resultados de un estudio y, a su vez, contrastarlos con otras investigaciones ya que los datos deben ser normalizados y relacionados entre sí para un resultado final (estadística) en los cuales se mide el éxito-fracaso a través de índices relacionando la fuerza de fractura y la superficie de la base del bracket. Los autores realizan un ensayo sobre la influencia de la dirección de la fuerza cortante (cizalla) en ensayos de resistencia adhesiva al corte a brackets metálicos en un método in vitro a ciento cincuenta incisivos bovinos inferiores.

En este sentido, el aporte a los ensayos realizados es que al momento de ejecutarlos se debió anular toda variable de inclinación de la carga.

R. Valletta y D. Prisco (et al) en el artículo “Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems” describen

la realización de un estudio con diferentes puntos de aplicación y tipos de fuerzas (traccional, compresiva y rotacional), y concluyen en que es importante utilizar protocolos óptimos de adhesión y desunión para evaluar los mejor datos estadísticos y disminuir los daños al esmalte. La fuerza de torsión fue la que menor daño produjo al elemento dentario. A mayor fuerza de tracción, mayor deformación en los brackets (ensayo de tracción). Con respecto a este trabajo, se comprobó que en los ensayos de tracción con brackets cerámicos se observaron fracturas, rupturas del bracket y rupturas espontáneas con ionómero vítreo.

T. Katona y R. Long en “Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems” (2004) realizaron un estudio para determinar si el modo usado para el desprendimiento in vitro afectaba los resultados de las mediciones en resistencia adhesiva. Para ello utilizaron dos sistemas de adhesión (tradicional y de un paso), brackets metálicos y 150 incisivos bovinos a los cuales se les realizaron ensayos de cizalla. Concluyeron con la consideración de que la fuerza de unión varía de acuerdo al método de prueba (donde se aplica la fuerza) y no es confiable la relación entre los ensayos con la eficacia clínica.

En la investigación realizada se opta por un punto de aplicación, siempre a la altura de la ranura del bracket, para evitar variables entre los distintos ensayos y así garantizar que sean clínicamente comparables.

A. Gibb y T. Katona en “A comparison of the shear-peel and third order bond atrengths of orthodontic brackets with 2 etch techniques and role of bracket asymmetry” (2006) realizaron una investigación en la cual analizan los protocolos de medición en ensayos de resistencia adhesiva al corte en combinación con dos sistemas de adhesión y concluyen que existe una necesidad de estandarización.

En comparación con este trabajo los valores de fuerzas como la dirección son representativos, no así los medios cementantes en donde existen diferencias significativas. Se coincide con los autores en que se debe realizar un protocolo de estandarización para evitar fuerzas secundarias.

P Sunilkumar, C. Patil (et al) publican “A Comparative Study of the Shear and Tensile Bond Strength using three types of Direct Bonding Adhesives on Stainless

Steel Brackets - An In Vitro Study” (2013). En este trabajo compararon la resistencia al cizallamiento y tracción de tres sistemas adhesivos con concentraciones crecientes de relleno para los soportes de unión.

Los resultados mostraron que la resistencia de la unión a la tracción y resistencia al cizallamiento de cementos con alta carga de relleno fue significativamente mayor que los de mediana y baja carga. Concluyeron en que, aunque utilizaran el mismo bracket y tipo de fuerza pero adhesivos con diferentes concentraciones de relleno, se producían aumentos en los valores de cizalla y tracción con una mayor concentración de relleno. La resistencia de la unión a la tracción fue menor que la resistencia a cizalla para todos los materiales ensayados. La diferencia no fue significativa.

En comparación con nuestro estudio, en el que se utilizan las fuerzas de tracción, estas fueron significativamente menores que las fuerzas de cizalla.

A. Komori y H. Ishikawa en “The effect of delayed light exposure on bond strength: Lightcured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin” (1999) evalúan la incidencia del tiempo transcurrido entre el cementado y el desprendimiento de los brackets. Para llevar a cabo este procedimiento simulaban condiciones bucales de temperatura y humedad de Fuji Ortho LC y Transbond XT, a los cuales se les realizaron ensayos de tracción y cizalla. Concluyen que dentro de los grupos de fuerza había valores no significativos; pero demostraron valores significativos al comparar las dos fuerzas, esto es, tracción y cizalla. El ionomérico puede servir como alternativa ventajosa a la resina compuesta, no se encuentran diferencias significativas en los cuatro momentos del cementado (5, 10, 20 y 40 minutos).

Con respecto al trabajo realizado en este proceso, la gran diferencia encontrada es que en los ensayos de cizalla, la carga es aplicada en la base del bracket y no a la altura de la ranura. Los autores señalados más arriba, en los ensayos de tracción realizados, no especificaron cómo neutralizar las posibles variables de inclinación en el momento de la carga. Con respecto al cemento Fuji destaca que se comporta de manera similar al cemento polimérico utilizado (Transbond XT,). Con respecto a las fuerzas, concordamos en que existen

diferencias significativas entre las fuerzas de tracción y cizalla.

En el estudio de H.Cheng (et al) titulado “Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement” (2011), comparan las fuerzas de unión logradas con cemento fotocurado modificado con resina de ionómero de vidrio (Fuji Ortho LC) en cuatro situaciones: con grabado ácido, sin grabado ácido, con contaminación acuosa y sin contaminación acuosa; previo a la adhesión comparándolas con una resina compuesta convencional fotocurado (Transbond). Estos autores concluyeron que: a) el cemento ionómero vítreo es capaz de alcanzar la misma o mayor fuerza de adhesión que Transbond, incluso cuando el esmalte no ha sido grabado con ácido o no está contaminado con agua antes de la unión; b) en el grabado ácido con ácido fosfórico al 15%, durante 15 segundos y sin contaminación por humedad el cemento de ionómero vítreo dió lugar a resistencia de la unión óptima 17.3 MPa contra 11.6MPa de Transbond; c) las calificaciones de las ARI, adhesivo que queda en la superficie de soporte son 2 para Fuji Ortho LC y 3 para Transbond; d) no se encontró desprendimiento o ruptura del esmalte en ninguno de los grupos.

R. Yamada; T. Hayakawa (et al) publican “Effect of Using Self-Etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets” (2002). En este trabajo evalúan, en un ensayo de cizalla, diferentes preparaciones adamantinas y adhesivos con cementos ionoméricos y poliméricos en cuatro protocolos: 1) un adhesivo de resina compuesta utilizada con ácido fosfórico al 40%; 2) la misma resina compuesta utilizada con Megabond con primer autograbado; 3) una resina modificada con cemento de ionómero de vidrio adhesivo usado con 10% de ácido poliacrílico; 4) cemento de ionómero de vidrio modificado con resina con adhesivo Megabond autograbado. Observaron en microscopio electrónico que Megabond autograbado producía menos disolución de la superficie del esmalte, a diferencia del ácido fosfórico y el grabado ácido poliacrílico. Los autores sostienen que Megabond autograbado puede ser la mejor opción para pegar brackets. Esto más la resina modificada de cemento de ionómero de vidrio reducen al mínimo la cantidad de pérdida de esmalte.

A. Bortolazzo Correr, A. Costa (et al) publican “Effect of Activation Mode on

Shear Bond Strength of Metallic Brackets” (2013) en la *Revista Brazilian Dental Journal*. En las pruebas realizadas para llevar a cabo este estudio se utilizaron diferentes cementos (con activación física, química y duales) con un bracket metálico. Concluyeron que el modo de activación influye significativamente en los resultados de resistencia adhesiva al corte.

En nuestro estudio de fuerzas ocluso-apicales se utilizó el cemento Enforce en combinación con otros sistemas de activación (Variolink II, Multilink y Fuji) y no se obtuvieron resultados con diferencias significativas entre Multilink, Fuji y Enforce pero hubo diferencias significativas entre estos tres y Variolink II, el cual dio valores más altos de desprendimiento.

L. Theodorakopoulou (et al), publicaron “Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study” (2004), allí evaluaron el comportamiento de cuarenta brackets cerámicos policristalinos (Clarity, 3M Unitek, Monrovia, California) y cuarenta brackets cerámicos monocristalinos (Inspire,Ormco, Orange, California) adheridos a premolares. Cuarenta brackets de cerámica, veinte de cada tipo, se ensayaron en una máquina universal de ensayos para determinar los niveles de fuerza de cizalla requeridos para despegar. El resto, veinte de cada tipo se eliminaron con las pinzas de desunión recomendadas por los fabricantes. A todas las muestras se le realizó el ARI para evaluar la ubicación del fracaso. La fuerza media de corte de los brackets Clarity fue 21.67 ± 5.19 Mpa. y la media de fuerza para los brackets Inspire fue 20.32 ± 8 Mpa. Las mediciones de todos ensayos de ambos brackets eran más altas que las que se consideran clínicamente óptimas. La mayoría de los brackets (85% de Clarity y el 75% de Inspire) probados en el equipo fracasó en la interface bracket-adhesivo. Un premolar unido con un soporte Inspire tuvo fractura de esmalte. La mayoría de los brackets (90% Clarity y 95% Inspire) desprendidos con alicates fallaron en la interface adhesivo-bracket. Los resultados indicaron que la mejor forma de quitar los brackets de cerámica, con respecto a la reducción de la probabilidad de dañar el esmalte, es utilizar la técnica de desprendimiento con alicates apropiados diseñados específicamente para cada uno.

Al igual que en el presente estudio, los brackets cerámicos tienden a las fallas

cohesivas más que adhesivas con 4 rupturas de esmalte las fuerzas obtenidas superaron los valores normales para realizar el movimiento dentario, por el contrario, los valores del ARI en la variable brackets cerámicos se obtuvieron fallas mixtas con una marcada tendencia a fallas cohesivas .

F. Falkensammer (et al) publicaron “Rebonding performance of different ceramic brackets conditioned with a newsilane coupling agent” (2013), se concentraron en evaluar la diferencia de adhesión de tres brackets cerámicos distintos (Fascination 2, Clarity SL, In-Ovation C), los brackets fueron asignados a tres grupos adheridos con acoplamiento de un nuevo agente de silano, en relación con acoplamiento de un agente de silano convencional con unión regular como control (n = 16). A estas combinaciones se les realizaron ensayos de resistencia adhesiva al corte y se evaluó la interface bracket/adhesivo mediante la puntuación de índice de adhesivo remanente. La estadística entre el nuevo agente de acoplamiento de silano se tradujo en altas resistencias de cizallamiento (valores medios: 37,44-41, 24 MPa) y fracturas de muestras de cerámica, en comparación a la adhesión con el agente de unión de silano convencional que resultó significativamente inferior ($P < 0,001$) con valores medios: 20,20-29,92 MPa y con fracturas en menor cantidad de brackets. Los brackets cerámicos unidos con el agente convencional dieron como resultado valores medios: 17,06-41,56 MPa. Sin embargo, el aumento de la adhesión de los brackets se asoció con un riesgo de daño a la superficie de la muestra de cerámica. Por lo tanto, los brackets de cerámica adheridos con el nuevo acoplamiento de silano deben ser desligados con cautela y mediante el uso de métodos adecuados de desunión.

B. Samruajbenjakula y B. Kukiattrakoonb en “Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designsto Feldspathic Porcelains” (2009) realizaron estudios para probar la hipótesis de que no existen diferencias entre las fuerzas de adhesión a la cizalla de diferentes diseños de bases de brackets cerámica. Diez piezas de cada grupo de diferentes versiones de bases de soporte de cerámica (perlas, Inspire ICE, grandes pozos redondos, Crystalline IV, y la base irregular, Clarity) y un grupo de soportes de acero inoxidable, Optimesh XRT (que sirvieron como control). Los datos fueron analizados por medio de ANOVA de una vía y la

prueba HSD de Tukey a un nivel de significancia de 05. El modo de fallo después de la desunión fue examinado bajo un estereoscopio.

Los resultados revelaron que el diseño de la base perlas tuvo la mayor resistencia a cizalla ($24,7 \pm 1,9$ MPa) y fue significativamente diferente de la gran base de pozos redondos ($21,3 \pm 2$ MPa), la base irregular ($19,2 \pm 2,0$ MPa) y la base de malla de metal ($15,2 \pm 2,4$ MPa). El diseño de la base con perlas tuvo 100% de fallo - porcelana adhesiva, las grandes fosas redondas tuvieron 100% de fallo bracket-adhesivo y el diseño de la base irregular tuvo un 70% de fallo de combinación y 30% de fallo - porcelana adhesivo. Al finalizar el ensayo sostienen que la hipótesis ha sido rechazada. Los diferentes diseños de base de metal y brackets cerámicos influyeron en la fuerza de unión al barniz de porcelana de feldespatos pero todos se consideran clínicamente aceptables.

E. Öztaş (et al) publicaron en el año 2011 el artículo “The effect of enamel bleaching on the shear bond strengths of metal and ceramic brackets”; en este estudio utilizaron dos tipos de brackets. El primer tipo de bracket es 0,018 pulgadas, malla de acero inoxidable para premolar (bracket Géminis, 3M Unitek, Monrovia, California, EE.UU.). El segundo tipo de bracket que utilizaron fue de alúmina policristalina reforzada con metal y retención mecánica (bracket Clarity, 3M Unitek) de premolares combinados con Transbond XT y Unite (3M Unitek). El estudio fue realizado con peróxido de carbamida con diferentes intervalos de adhesión (24 hs. y 14 días después). Al igual que en nuestro trabajo, utilizaron dos brackets (Clarity y Gemini) con un cemento fotocurado y otro autocurado con valores en resistencia al corte similares.

Y. Reddy (et al) publicaron “The Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets: An in-Vitro Comparative Study” (2013). En este trabajo expusieron un estudio comparado de las fuerzas de resistencia adhesiva de brackets cerámicos y brackets metálicos. El ensayo se realizó con cuarenta primeros premolares humanos superiores recién extraídos que fueron seleccionados para la unión, se unieron igualmente con brackets cerámicos (Transcend serie 6000) y brackets metálicos (Mini Dynalock brackets de arco recto). Un No-mix Orthodontic Adhesive System se utilizó como sistema adhesivo ortodóntico. La resistencia adhesiva al

corte fue medida mediante el uso de una máquina universal Instron. Los resultados de resistencia adhesiva al corte fueron significativamente mayores para el grupo de cerámica ($20,68 \pm 3,89\text{MPa}$), en comparación con los del grupo de soporte de metal ($12,15 \pm 1,32\text{MPa}$). Prueba "t" de Student mostró una diferencia significativa en la media de la fuerza de adhesión de corte entre los dos grupos ($p < 0,05$). Como conclusión plantean que la resistencia al cizallamiento de los brackets de cerámica era superior a la de los brackets metálicos.

Con respecto a nuestro estudio, comparando brackets metálicos y cerámicos, los resultados no son tan marcados.

CONCLUSIONES

El tipo de bracket influye en la fuerza de desprendimiento, los brackets metálicos mostraron significativamente ($P= 0,0001$ Mann- Whitney-U) el mejor promedio ($11,74 \pm 6,45$ MPa) en cotejo con brackets cerámicos ($9,25 \pm 5,95$ MPa), como así también en el lugar donde se produce la fractura, los brackets metálicos presentaron predisposición a niveles más altos y brackets cerámicos a los niveles más bajos

Los distintos tipos de cementos empleados en este estudio no demostraron diferencias significativas entre ellos, cabe mencionar que el de mejor actuación es Variolink II ($12,79 \pm 7,76$ MPa) seguido por Multilink ($11,96 \pm 6,74$ MPa), Fují ($10,77 \pm 7,48$ MPa) y Enforce ($9,51 \pm 7,19$). Poseen influencia en el lugar de producción de la falla: Enforce más del 50% en nivel 3, Fují más del 70% en niveles 2 y 3, en contraste Multilink presenta el 86% y VariolinkII 68% en niveles 3 y 4.

La dirección de fuerza es la responsable directa en los fracasos por desprendimiento, con diferencias estadísticamente significativas ($P=0,0001$ Kruskal Wallis) en la cual se registraron los siguientes valores:

F:M-D = $15,99 \pm 7,04$ MPa

F:O-A = $13,12 \pm 6,02$ MPa

F:V-V = $4,66 \pm 2,48$ MPa.

La dirección de la fuerza influye en el sitio de producción de las fallas F:M-D y F:O-A presentan tendencia a fallas adhesivas, (niveles 3 y 4, con el 77% y 89% respectivamente), en disparidad con F:V-V donde el 92% de sus fallas están en los niveles 3, 2 y 1, con fallas cohesivas.

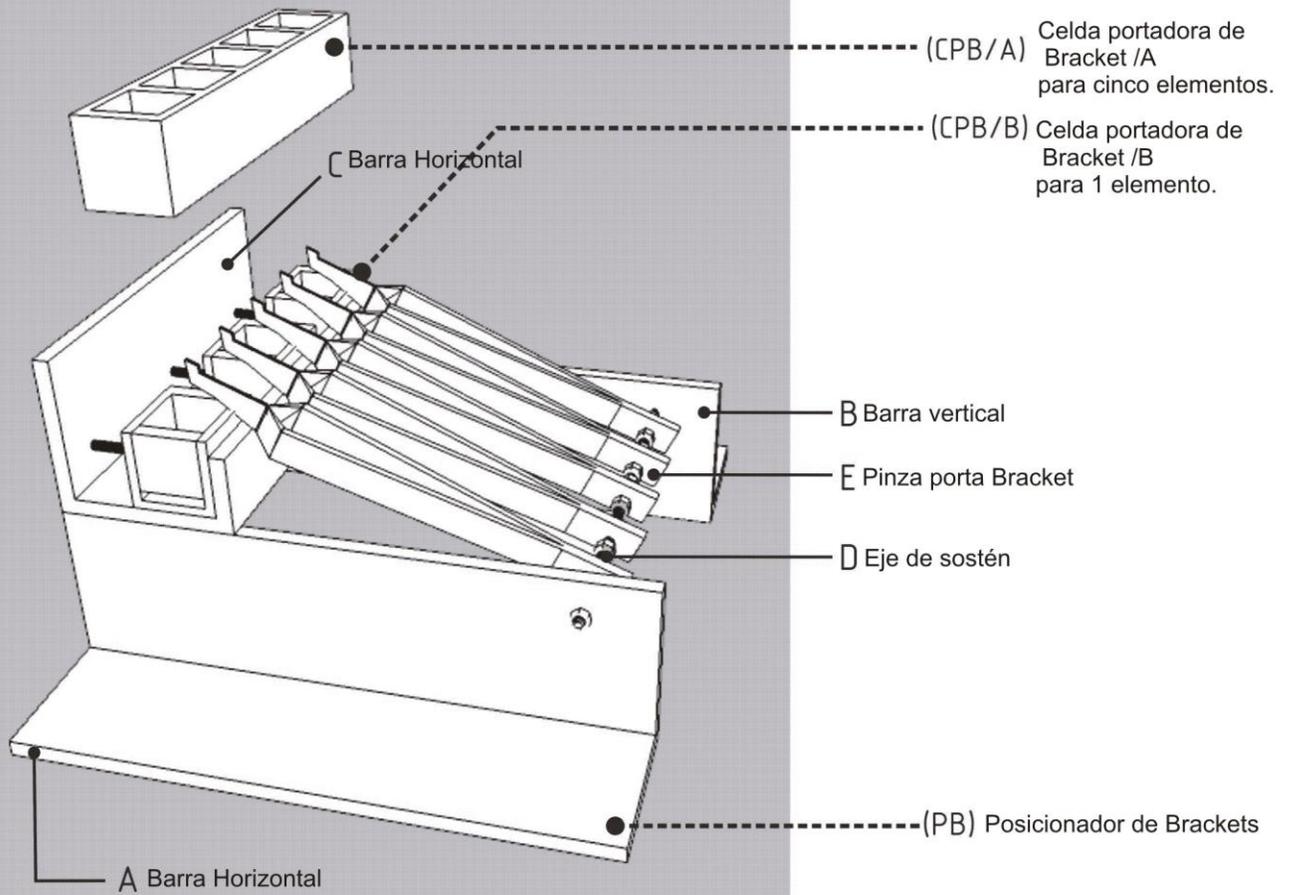
Puede destacarse que existe una necesidad innegociable para estandarizar todas las maniobras y procedimientos en los ensayos de resistencia adhesiva y

tracción, reflejados en el comportamiento de los cementos de este trabajo.

Todos los ensayos dieron valores medios capaces de ser aplicados en el tratamiento clínico. Las fuerzas que resistieron más el desprendimiento son en brackets metálicos y cerámicos las fuerzas mesio-distales seguidas de las ocluso-apicales y, en menor rango o medida, las vestibulares o de tracción.

En el futuro no debería prestarse demasiada atención al comportamiento de cementos como responsable de los fracasos por desprendimiento. Tendría que focalizarse en el bracket empleado en el tratamiento mejorando su diseño, ya sea en la base, cuerpo/aletas, optimizando su adaptación de acuerdo al biotipo facial y a la patología a tratar.

PLANO 1



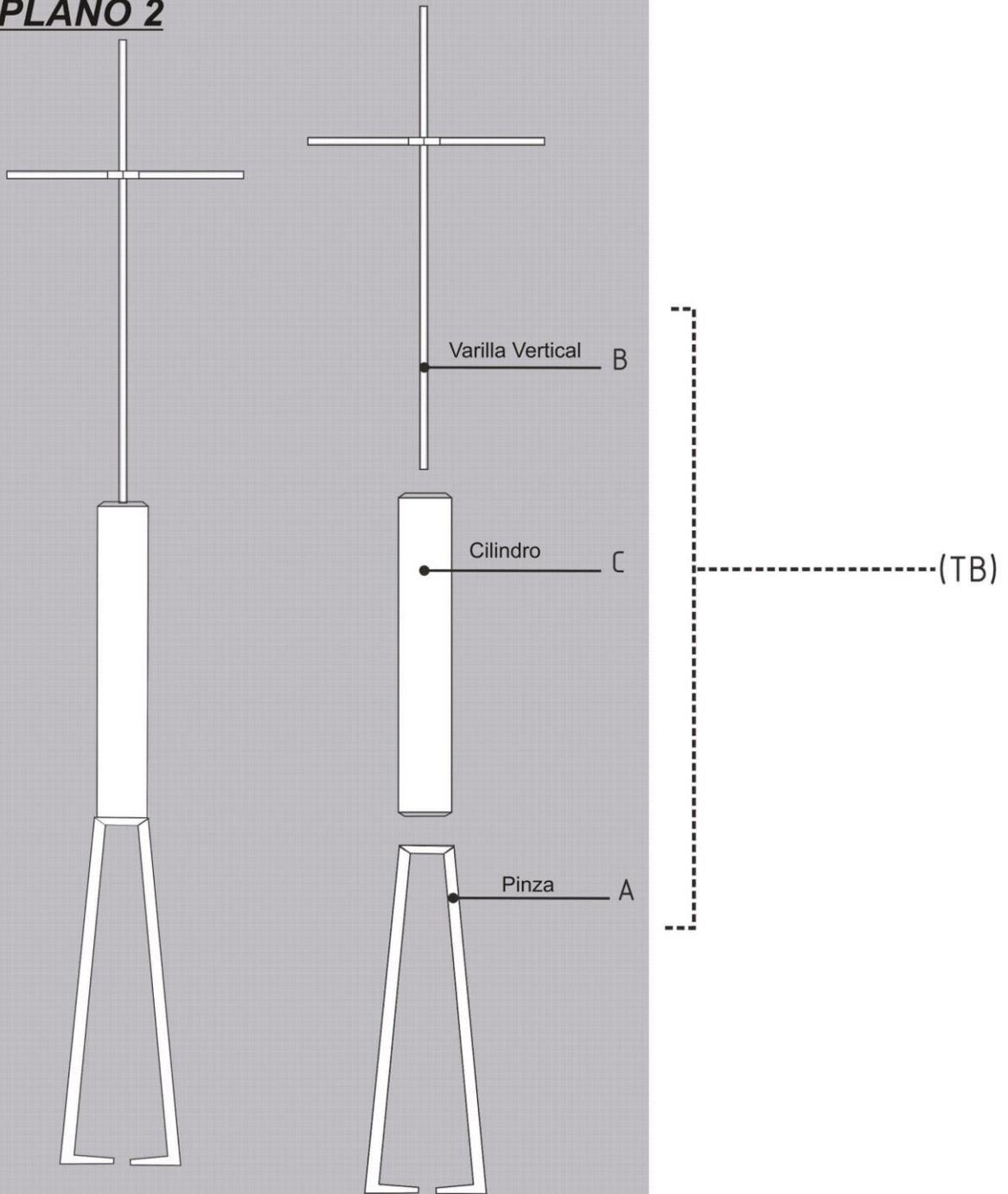
DISPOSITIVO DE ENSAYO

POSICIONADOR DE BRACKETS

PARTES QUE LA COMPONEN

1

PLANO 2



DISPOSITIVO DE ENSAYO	ELEMENTO: PINZA	PARTES QUE LA COMPONEN	2
-----------------------	-----------------	------------------------	---

BIBLIOGRAFÍA

- Ali O, Makou M, Papadopoulos T, Eliades G.(2012)Laboratory evaluation of modern plastic brackets. Eur J Orthod.;34(5):595-602. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21750238>
- Anoop S, (1999), Efficient and Effective Indirect Bonding - Am J Orthod Dentofacial Orthop; 115:352-9.) [http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(99\)70252-0/abstract](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(99)70252-0/abstract)
- Bertero AK. (2003) Adaptación al Esmalte Normal y/o Aprismático y Resistencia Adhesiva al Corte de Distintos Tipos de Brackets Ortodóncicos con Diferentes Medios Cementantes. Tesis Doctoral Universidad Nacional de Cordoba Facultad de Odontología
- Blakey R, Mah J.(2010)Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. Am J Orthod Dentofacial Orthop.;138(1):72-8. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20620836>
- Bortolazzo Correr A , Costa AR , Simoni Lucato A, Vedovello SA, Valdrighi HC, Vedovello Filho M, Correr-Sobrinho L. (2013) Effect of Activation Mode on Shear Bond Strength of Metallic Brackets. Braz. Dent. J. vol.24 no.5. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201302342>
- Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, Vedovellofilho M. (2012).Effect of Bonding Material,Etching time and Silane on the Bond Strength of Metallic Orthodontic Brackets to Ceramic.Braz Dent J 23(3):223-227.
- Chaconas SJ, Caputo, AA, Niu, GSL (1991). Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. *The Angle Orthodontist*, 61(1), 35-42.
- Chapman JL, Coreil MN, Armbruster PC, Du JX.(2009)Shear bond strengths of molar tubes bonded with different adhesives.Aust Orthod;25(1):1-7.<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19634456>
- Cheng HY, Chen CH, Li Li C, Tsai HH, Ta Hsiung Chou TH, Wang WN.

- (2011) Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *European Journal of Orthodontics* 33, 180–184
- Ching E, Cook PA, Bubb NL, Wood DJ. (2000) The effect of early static loading on the in vitro shear/peel bond strength of a 'no-mix' orthodontic adhesive. *Eur J Orthod.* Oct;22(5):555-9. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11105412>
- Eliades T, Brantley W A. (2000) The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *European Journal of Orthodontics* 22 :13-23.
- Elnafar AA, Alam MK, Hasan R. (2014) The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *J Orthod*;41(3):201-7. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25143559>.
- Elsaka E S, Hammad S M, Ibrahim N F (2014) Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. *Prog Orthod*; 15(1): 33. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4047763/>
- Falkensammer F, Jonke E, Bertl M, Freudenthaler J, Bantleon HP. (2013) Rebonding performance of different ceramic brackets conditioned with a new silane coupling agent. *Eur J Orthod*; 35(1):103-9. Disponible en: <http://ejo.oxfordjournals.org/content/35/1/103.short>
- Gatti LE. (1952) *Las Fuerzas en Ortodoncia*. Tesis Doctora Universidad Nacional de Córdoba Facultad de Ciencias Medicas, Escuela de Odontología
- Gibb A, Katona TR (2006) A comparison of the shear-peel and third-order bond strengths of orthodontic brackets with 2 etch techniques and the role of bracket asymmetry. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Volume 130, Issue 6, Pages 699.e1–699.e7
- Goswami A, Mitali B, Roy (2014) BKS Shear bond strength comparison of moisture-insensitive primer and self-etching primer. *J Orthod Sci*; 3(3): 89–93 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4138792/>
- Hudson AP, Grobler SR, Harris AM. (2011) Orthodontic molar brackets: the effect of three different base designs on shear bond strength. *Int J Biomed*

- Sci;7(1):27-34. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23675217>
- Katona TR, PhD, DMD. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. (1997). *Angle Orthodontist*. 67(1):39-46.
- Katona TR, PhD, DMD, Moore BK. (1994). The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets-a finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 105:543-551 y 106:395-402. Katoma TR, Robert WL(2004) *Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems*. Am Association of orthodontists. doi:10.1016/j.ajodo.09.020
- Komori A, Ishikawa H (1999). The effect of delayed light exposure on bond strength: Light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin. Pág 139-145. *American Journal of Orthodontics orthopedics*
- Klocke A, Kahl-Nieke B.(2006) Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*. Volume 129, Issue 2 , Pages 261-265. Disponible en : [http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(05\)00774-2/abstract](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(05)00774-2/abstract)
- Lemke K, Xu X, Hagan JL, Armbruster PC, Ballard RW.(2010) Bond strengths and debonding characteristics of two types of polycrystalline ceramic brackets. *Aust Orthod J*;26(2):134-40. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21175022>
- Li J.(2011) Effect of flexural strength of orthodontic resin cement on bond strength of metal brackets to enamel surfaces. *Eur J Orthod*;33(2):167-73. <http://ejo.oxfordjournals.org/content/33/2/167.long>
- Littlewood SJ, Redhead A. (1998) Use of jigs to standardise orthodontic bond testing. *Journal of Dentistry*, volume 26, temas 5-6, paginas 539-545.
- Lombardo L, Kaplan A, Lapenta R, Bratti E, Pera C, Scuzzo G, Siciliani G.(2011) A comparative study of lingual bracket bond strength. *Orthodontics (Chic.)*. Fall;12(3):178-87. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22022688>
- Mehta OP, Saini S, Dahiya A.(2008) Comparative evaluation of shear bond strength of different bracket base designs in dry and wet environments. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*;26 Suppl 3:S104-8 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19127026>

- Montasser M A, Taha M (2014) Effect of enamel protective agents on shear bond strength of orthodontic brackets. *Prog Orthod*; 15(1): 34
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4138552/>
- O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, and Roberts CT. (1989). A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.
- Öztaşın E, Bağdelen G, Kılıçoğlu H, Ulukapı H, Aydın L (2011) The effect of enamel bleaching on the shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *Eur J Orthod*, 34 (2): 232-237.
<http://ejo.oxfordjournals.org/content/34/2/232.short>
- Pickett KL, Sadowsky L, Jacobson A, Lacefield W. (2001) Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod*; 71:141-8. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11302591>
- Proffit WR, Fields HW, Fields Jr, Sarver DM (2008) "ORTODONCIA CONTEMPORANEA" Cuarta edición Editorial ELSEVIER) (Cap 9 Pag 332-333).
- Ramírez Ávila D, Yudovich Burak M. HISTORIA DE LA ORTODONCIA. LA HISTORIA QUE ÁUN SE ESCRIBE. Disponible en:
http://www.hospitalgea.salud.gob.mx/descargas/Art_Historia_Ortodoncia.pdf
- Ramos TF, Lenza MA, Reges RR, Freitas G. (2012) Influence of ceramic surface treatment on shear bond strength of ceramic brackets. *Indian J Dent Res*; 23(6):789-94. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23649065>
- Reddy YG, Sharma R, Singh A, Agrawal Vishal, Agrawal Vijay, Chaturvedi S (2013) The Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets: An in-Vitro Comparative Study. *J Clin Diagn Res*; 7(7): 1495–1497 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3749675/>
- Samruajbenjakula B, Kukiattrakoon B (2009) Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designsto Feldspathic Porcelains. *Angle Orthodontic*; 79(3):571-6. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19413398>
- Scribante A, Sfondrini MF, Fraticelli D, Daina P, Tamagnone A, Gandini

P.(2013)The influence of no-primer adhesives and anchor pylons bracket bases on shear bond strength of orthodontic brackets.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3747346/>

Sunilkumar P, Chandrashekhara Patil, Baswaraj H, Putturaj KT, Vijaykumar C, Sangolgi, Lecturer, K Jayasudha, (2013). A Comparative Study of the Shear and Tensile Bond Strength using three types of Direct Bonding Adhesives on Stainless Steel Brackets - An In Vitro Study. J Int Oral Health; 5(4): 26–29 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3780370/>

Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W Jr. (2004) Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. American Journal Orthodontics and facial orthopedics; 125 (3):329-36. Disponible en [:http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/15014410/Evaluation_of_the_debonding_characteristics_of_2_ceramic_brackets:_an_in_vitro_study](http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/15014410/Evaluation_of_the_debonding_characteristics_of_2_ceramic_brackets:_an_in_vitro_study)

Torralbas Velázquez A, Bermudo Cruz CL, Soto Rodríguez P Tutores Dr. Soto Cantero L, Dr. Companioni Bachá A (2006) “Historia de la Ortodoncia”, Instituto Superior de Ciencias Médicas de La Habana, Facultad de Estomatología, Raúl González Sánchez, Departamento de Ortodoncia Ciudad de La Habana. Disponible en: <http://www.16deabril.sld.cu/rev/230/historia.html>

Tozlu M, Oguz Oztoprak M, Arum T (2012). Comparison of shear bond strengths of ceramic brackets after different time lags between lasing and debonding. Lasers in Medical Science. Volumen 27, Pag: 1151-1155 <http://link.springer.com/article/10.1007/s10103-011-1018-7>

Valletta R, Prisco D, De Santis R, Ambrosio L, Martina L (2007) Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems. Eur J Orthod; 29 (6): 571-577. doi: 10.1093/ejo/cjm056

Yamada R, DDS, Hayakawa T, PhD, Kasai K, DDS, PhD. (2002). Effect of Using Self-Etching Primer for Bonding Orthodontic brackets. Angle Orthodontist. 72(6):558-564.

Yassaei S, Fekrazad R, Shahraki N, Moghadam M G, (2014) A Comparison of

Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets using Conventional Acid Etching Technique and Er:YAG Laser Etching. J Dent Res Dent Clin: 8(1): 27–34 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4091696/>

Yonekura Y, Iijima M, Muguruma T, Mizoguchi I. (2012). Effects of a torsion load on the shear bond strength with different bonding techniques. European Journal of orthodontics 67-71.

Zhang ZC1, Giordano R, Shen G, Chou LL, Qian YF. (2013) Shear bond strength of an experimental composite bracket. J Orofac Orthop;74(4):319-31.. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23807258>

Zielinski V1, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. (2014) Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. J Orofac Orthop;75(5):345-357. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25158948>

Zou DX, Wang ZM, Guo HM, Li S, Bai YX. (2013) Bond strengths of customized titanium brackets manufactured by selective laser melting. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi;48(7):419-22 [Article in Chinese] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24262047>