

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
Programa de Maestría en Ciencias de la Salud



**“ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS DE ADHESIÓN EN
ORTODONCIA”**

Que para obtener el grado de
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA SALUD

PRESENTA
MARIO HERRERA GRACIA

PRESIDENTE
DR.MIGUEL ANGEL CADENA ALCANTAR

SINODAL
DR. CARLOS ALBERTO GUIZAR

SINODAL
DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

Tijuana, Baja California

Octubre 2010

INDICE

1. Introducción.....	1
1.1 Antecedentes.....	3
1.2 Marco Teórico.....	10
1.2.1 Mecanismos de adhesión de las resinas.....	10
1.2.2 Mecanismo de ionómero de vidrio.....	10
1.2.3 Química de los agentes de unión	11
1.2.4 Desafíos técnicos de los adhesivos auto-gravantes todo en uno.....	13
1.2.5 Investigaciones sobre el material (in vitro).....	13
1.2.6 Brackets.....	14
a. Brackets metálicos.	
b. Brackets plásticos.	
c. Brackets cerámicos.	
1.2.7 Fuerzas empleadas en ortodoncia	15
1.2.8 Clasificación de las resinas compuestas en odontología.....	15
1.2.9 Resinas compuestas para restauraciones plásticas.....	16
a. Composición	
b. Matriz orgánica	
1.2.10 Relleno inorgánico.....	18
1.2.11 Interface matriz-relleno; agentes de unión o agente acoplantes.....	18
a. Unión mecánica	
b. Unión química	
1.2.12 Otros componentes.....	19
1.2.13 Clasificaciones según el tamaño del relleno.....	19
a. Macrorellenos (varias micras)	
b. Microrellenos (fracciones de micra)	
1.2.14 Clasificación según la naturaleza del relleno	21
1.2.15 Cantidad de relleno.....	21
1.2.16 Reacciones de polimerización.....	22
1.2.17 Grado de conversión.....	22
1.2.18 Capa inhibida superficial.....	23
1.2.19 Contracción de polimerización	23
1.2.20 Propiedades generales de las resinas compuestas utilizadas para restauraciones plásticas.....	24
1.2.21 Biomimética.....	24
1.2.22 Características de los componentes actuales.....	25
1.2.23 Resinas compuestas híbridas	27

1.2.24	Composites fluidos.....	27
1.2.25	Composites condensables.....	28
1.2.26	Polimerización : importancia y fuertes.....	28
1.2.27	Factores que inciden en la selección de un composite consideraciones clínicas.....	30
1.2.28	Las restauraciones en los dientes anteriores, exigen un mayor grado de estética.....	30
	a. Polimerización; importancia y fuentes	
	b. Resinas en ortodoncia	
	c. Ionómeros de vidrio.....	31
	d. Compómeros.....	32
	e. Ormoceras.....	32
1.2.29	Grabado de esmalte.....	32
1.2.30	Transbond plus.....	33
1.2.31	Lámparas de curado convencionales.....	33
1.2.32	Laser de argón.....	34
1.2.33	Resultados con adhesivos de 3m unitek.....	35
1.3	Problema.....	36
2.	Justificación.....	36
3.	Objetivo general.....	38
4.	Hipótesis.....	38
4.1	Hipótesis de la investigación.....	38
4.2	Hipótesis nula.....	38
5.	Material y método.....	39
5.1	Tipo de estudio.....	39
5.2	Universo de estudio.....	39
5.3	Criterios.....	39
5.3.1	Criterios de inclusión.	
5.3.2	Criterios de exclusión.	
5.4	Operación de variables.....	39
5.5	Materiales.....	40
5.6	Metodología.....	41
5.7	Prueba mecánica de cizallamiento.....	42
6.	Resultados.....	43
7.	Análisis estadístico.....	46
8.	Discusión.....	51
9.	Conclusiones.....	52
10.	Referencias bibliográficas.....	53
11.	Anexos.....	55

ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS DE ADHESIÓN EN ORTODONCIA

IONÓMERO DE VIDRIO (FUJI ORTHO) Y TRANSBOND XT (3M UNITEK)

1. INTRODUCCIÓN

El gran número de resinas para cementar brackets que existe en el mercado, obligan al ortodoncista a buscar un adhesivo adecuado que reúna el mayor número de ventajas en cuanto a adhesión y que no produzcan daños en la superficie del esmalte al despegar los brackets.

Poco después de su introducción en el mercado en 1955, las resinas compuestas a base de bifenol-glicil-metacrilato (BIS-GMA), han sido utilizadas en ortodoncia para cementar brackets en esmalte dentario. En los últimos años ha habido considerable interés en desarrollar materiales de adhesión que presenten mejores propiedades.

Los cementos de ionómero de vidrio (civ) desarrollados por **Wilson in Kent** en 1972, ofrecieron una alternativa potencial, los reportes de uso de este adhesivo no datan más de 15 años(1)

Desde **Buonocore**, En 1955 el concepto de unión al esmalte, con ácido para provocar microporosidades que permitan la retención mecánica como fijación .

En la actualidad el procedimiento sigue siendo el mismo, las modificaciones sustanciales se han basado en el polímero de fijación y en el tipo de brackets. Los sistemas adhesivos están continuamente evolucionando para simplificar los pasos, dependiendo de la combinación o aplicación separada del primer y la resina después de acondicionar la dentina o esmalte.

Se han desarrollado diversas resinas que tienen aplicación en todos los campos de la odontología, este enfoque tiene varias ventajas, como mayor capacidad para la eliminación de la placa dentobacteriana, minimización de los riesgos de descalcificación con bandas**(2)**,.

Newman, en 1965, describe el método clínico estándar de colocación de soportes de ortodoncia para los dientes.

Esta técnica dio lugar a avances en el tratamiento clínico, incluida una mayor comodidad para el paciente, más fácil de higiene I, el aumento de la estética y la reducción de tiempo sillón. **(3)**

Recientemente, la fuerza de adhesión entre brackets ha sido estudiada por numerosos autores del mundo , de acuerdo con **Theodore Eliades** En 2006 los planes de estudio para los residentes de ortodoncia les obliga a construir una solida formación sobre los nuevos materiales y técnicas, frente a la selección de ellas basadas únicamente en los folletos de publicidad.

Como se ha observado, se presentan una variedad de materiales para cementar los brackets , presentando ventajas y desventajas, por lo que esta investigación, revisamos la adhesión de dos sistemas de adhesivos **Transbond XT (3m unitec) y ionomero de vidrio (Fuji- Orto Ic)**.

El interés de utilizar la resina reforzada con ionómero de vidrio como soporte de adhesivos de ortodoncia ha crecido, debido a su potencial de liberación de fluoruro y absorción, lo que ayuda a minimizar la presencia de caries y descalcificación en torno a los aparatos de ortodoncia. Vamos a evaluar la fuerza de adhesión, de dos adhesivos brackets/diente. Transbond xt y ionómero de vidrio. **(4)**

1.1 ANTECEDENTES

Toshiya endo,Rieko Ozoe.Koichi Shinkai; makito aoyagui kurokawa;yoshiro katoh. En 2008, evaluaron los efectos de unión de tres agentes adhesivos, Transbond XT (3m Unitek) transbond Plus(3m Unitek) Y Beauty Ortho Bond (Shofu, Kioto Japón) .

Utilizaron 48 Premolares divididos en 3 grupos iguales de 16, se colocaron brackets de acero con ranura 0,018 (Victoria serie, 3m Unitek, Monrovia Ca.). Observándose una, diferencia significativa mayor de Transbond XT y transbond Plus que Beauty ortho Bond. La resistencia al cizallamiento se midió 24 hs después de la unión de los adhesivos, se repitió dos veces después de la remoción de los brackets. **(5)**

Sameer Rambhhia;heshmati Reza;Virendra Dhuru;Antony Lacopino. En 2008, evaluaron la fuerza de resistencia de dos adhesivos (fuji Ortho LC,Y Ortho Adhesive) se utilizaron materiales de corona provisional(pcm) y dos tipos de brackets (Clarity Twuin y Victory Twuin),cuarenta probetas cilíndricas de acrílico transparente (American Plastic)de 25mm de diámetro x 20mm) las muestras fueron almacenadas en agua destilada durante 24 hs. Antes de la prueba.

Fueron montadas en la maquina universal instron y sometidas a una carga de corte en un cruce de velocidad de 5mm/min.

Los datos se analizaron mediante tres análisis de varianza y se compararon con la prueba de rango multiple de Tukey a $\alpha=.05$.

Los resultados, la media osciló entre 2,81MPa a 9,65MPa entre el complemento y los otros tres materiales ($P<.0001$). no hubo diferencias significativas entre los dos adhesivos ($P<.05$). **(6)**

Eugenia Markovic, Branislav glisic, Ivana Scepan, Dejan Markovic, Vukoman Jakanovic. En 2008, compararon la fuerza de unión de cuatro adhesivos utilizados en ortodoncia de brackets al esmalte dental.

Los adhesivos en esta investigación fueron resina de cristal reforzado con cemento de ionómero (Fuji Ortho-LC-gc corporation, Japon), resina compuesta (ConTec LC-Dentaurum, Germany). Enlight sistema de unión (Ormco, EEUU) y el composite de doble curado (Con Tec Duo –Dentaurum, Germany).

Una muestra de 80 premolares, los cuales se dividieron en cuatro grupos de 20 que fueron tratados con ácido fosfórico al 37%.

Se utilizó la máquina universal Instron a una velocidad de 1mm/min y se midió la resistencia al cizallamiento.

El análisis estadístico fue la chi cuadrada, en los valores de resistencia de la unión entre los tipos de adhesivos utilizados, el Fuji Ortho adhesivo resultó la media más baja resistencia al cizallamiento, mientras que el Con Tec y Con Tec Duo eran mucho más altos los valores.

Se observaron diferencias significativas entre todos los adhesivos, excepto para el grupo con adhesivo Con Tec y el Con Tec Duo donde no se encontró diferencia significativa. (7)

Matheos melo Pithon; Antonio Carlos de Oliveira Ruellas; Eduardo Franzotti Sant Anna; Marlio Vinicius de Oliveira; Luiz Antonio Alves Bernardes. En 2007 evaluaron la fuerza de adhesión de los brackets con Transbond Plus Self-etching primer utilizados en diferentes momentos, y Transbond XT con brackets metálicos.

Se utilizaron 210 incisivos inferiores divididos aleatoriamente en siete grupos. Después de 24 horas se realizaron pruebas de cizallamiento de todas las muestras, y el índice adhesivo se anotó.

Los resultados. No hubo diferencias significativas entre los diferentes grupos.

Después de la activación la mezcla de transbond plus puede ser almacenada por un periodo de 15 días sin perder sus propiedades adhesivas. **(8)**

Gabriela Rosenbach, Julio Pedra e Cal-Neto, Silvio Rosan Oliveira, Orlando Chevitarese, Marco Antonio Almeida. En 2007, evaluaron la influencia del grabado del esmalte en la fuerza de unión a la tracción de los brackets adheridos con resina reforzada con cemento de ionómero de vidrio el grupo de muestra consistió en 15 pacientes que tenían indicaciones para la extracción de cuatro premolares, por razones de ortodoncia, divididos en dos grupos diferentes según el soporte y la preparación del esmalte. Los soportes estaban unidos por el mismo operador. Grupo 1 (control) el ácido fosfórico más Fuji Ortho LC, grupo 2, Fuji OrthoLC sin acondicionamiento ácido.

Los dientes fueron extraídos 4 semanas después, se utilizó la máquina universal Instron para aplicar la fuerza de tracción directamente a la interfaz de soporte de esmalte a una velocidad de 0.5 mm/min.

La media de los resultados y las desviaciones estándar (en MPa) fueron; grupo 1 6,26, grupo 2 6,52, $P=0.599$.

Fuji Ortho mostró adecuada resistencia al cizallamiento y puede ser adecuado para el uso clínico. **(9)**

Samir E. Bishara; Adam W. Ostby; John Laffoon; John J. Warren(10). En 2006 evaluaron, la fuerza de adhesión entre Transbond Plus, Fuji Ortho LC y Transbond XT.

Se utilizaron 60 molares recién extraídos fueron almacenados en una solución de 0.2 % de timol. Se utilizó una plantilla de montaje para alinear las caras vestibulares de los dientes perpendiculares con el fondo del molde, esto mantuvo la superficie vestibular paralelo a la fuerza aplicada durante la prueba de corte. Divididos en tres grupos.

Grupo 1 (control), 20 molares fueron unidos a los molares brackets de metal (3M Unitek) utilizando auto Transbond Plus sistema de grabado

Grupo 2 veinte molares fueron grabados utilizando el 10% de ácido poliacrílico por 20 seg. Las capsulas que contienen Fuji Ortho fueron activadas y trituradas a 4000rpm durante 10 seg, las capsulas fueron colocadas en el aplicador de capsulas GC para colocar el adhesivo en cada bracket, se fotocuró con luz halógena durante 40 seg.

Grupo 3. Los veinte muestras restantes se utilizo el auto acondicionado diseñado para ser utilizado con resina modificada de ionómero de vidrio (RMGI) esta contiene metacrilato de 2-hidroxietil ,4-methacryloyltrimellitate anhídrido, etanol y agua.

Las capsulas de Fuji Ortho fueron activadas y trituradas similar al grupo 2, el adhesivo se aplica al bracket y molares y posteriormente fueron fotocurados por 40 seg.

Resultados; Transbond Plus tenía una media de $8,6 \pm 2,6$ MPa, fuji Ortho con ácido poliacrílico una media de $9,1 \pm 4,6$ MPa y Fuji Ortho LC $9,9 \pm 4,1$ MPa.

El análisis de varianza ($F=0.59$) indicó que no hubo diferencias significativas ($P=.556$) entre los grupos.

Samir E... Bishara; Manal Soliman , evaluaron en 2006 la fuerza de adhesión de una nueva resina adhesiva ionómero de vidrio con mayor liberación de flúor

Sesenta molares divididos en tres grupos. Grupo 1, veinte molares acondicionados con un 10%de ácido poliacrílico y el nuevo ionomero de vidrio de triage (Fuji de Triage GC America inc.). Grupo 2, veinte molares el esmalte fue acondicionado con ácido fosfórico al 37% durante 15 seg.y ionomero de vidrio Triage. Grupo 3, el esmalte se acondicionó con ácido fosfórico al 37% y se utilizó el adhesivo Transbond XT y la luz de curado por veinte segundos.

Resultados de los análisis de varianza comparando los tres grupos experimentales indica la diferencia significativa más amplia $5,2 \pm 2,9$ MPa para el Transbond que para los dos grupos de ionómero de vidrio la media del adhesivo acondicionado

con 10% de ácido poliacrílico fue de $3,2 \pm 1,8$ MPa, y para el acondicionado con ácido fosfórico al 37% fue de $2,3 \pm 1,1$ MPa. **(11)**

Tamer Turco; Elekdag Selma-Turk; Devrin Isci . En el 2006 evaluaron la fuerza de adhesión en diferentes momentos 5, 15, 30 y 60 minutos y 24 hs.

El grupo control fue tratado con ácido fosfórico al 37%, y Transbond XT (3M Unitek). El grupo de estudio auto gravado Transbond Plus (self etching primer 3M Unitek) curados con luz durante 20 segundos ambos grupos.

Resultados, se despegaron a los 5 minutos para el grupo control fue de 9,51 MPa y el grupo 2 fue de 8,97 MPa

A las 24 hs el grupo control fue de 16,82 MPa y el grupo 2 de 19,11 MPa

Diferencia significativa mayor para el grupo 2. **(12)**

Hassan Z. Movahhed, Bjorn Ogaard and Morten Syverud . En 2005, evaluaron la resistencia al cizallamiento de dos adhesivos Fuji Ortho LC y Transbond XT después de diferentes tiempos de fraguado.

Fueron utilizados 80 premolares recién extraídos y almacenados en agua destilada, se asignaron 4 grupos de veinte.

Grupo 1; Transbond XT debondado a 5 min de su vinculación inicial.

Grupo 2; Fuji Ortho LC debondado a 5 min de su vinculación inicial.

Grupo 3; Transbond XT debondado a 15 min de su vinculación inicial.

Grupo 4; Fuji Ortho XT debondado a 15 min de su vinculación inicial.

Los dientes de los grupos 3 y 4 se mantienen húmedos para evitar la deshidratación durante la remoción de los brackets.

Las muestras fueron montadas en un dispositivo de sujeción especial para la maquina universal instron, la base de soporte del bracket fue de 16.1mm², la manipulación de los materiales y la remoción de los brackets se realizó a 22.8°C a 55% de humedad.

Los criterios de evaluación fueron:

Puntuación 1; todo el adhesivo se mantuvo en el diente.

Puntuación 2; más del 90% permaneció en el diente

Puntuación 3; más de 10% permaneció en el diente.

Puntuación 4; menos del 10% permaneció en el diente.

Puntuación 5; no adhesivo permaneció en el diente.

Resultados; la aplicación de la estadística K-S para las distribuciones acumulativas confirma el aumento de la fuerza de resistencia con tiempo de fraguado resulta el 98% para los niveles de Transbond XT y ionomero de vidrio Fuji Ortho LC respectivamente. El 95% difieren de nivel de importancia después de 5min, y un 89% de nivel después de 15min. La vinculación con Transbond XT mostro una media superior, Fuji Ortho LC después de que tanto los tiempos de fraguado. **(13)**

Ascensión Vicente; Luis A. Bravo; Martin Romero; Antonio José Ortiz manuel canteras). En el 2004, compararon un cemento de resina (Rely X Unicem) y dos sistemas de resina adhesiva (Transbond XT y Light-bond), se utilizaron setenta y cinco premolares divididos en tres grupos.

Los resultados mostraron que el cemento Rely X Unicem presentó fuerza adhesiva significativamente más baja que los dos sistemas adhesivos de resina de ortodoncia, también se observó que la fuerza de adherencia de la resina Light-bond, fue significativamente mayor que la de Transbond XT. **(14)**.

Fabio Lourenco Romano; Stenyo Wanderley Tavares; Darcy Flavio Nouer; Simonides Consani. En 2004, evaluaron la fuerza de adhesión de cuatro sistemas de adhesión, se utilizaron cuarenta premolares.

Las muestras se almacenaron en agua bidestilada a 37°C por 24 hs. Se dividieron en cuatro grupos, en el grupo 1 (control) Transbond XT, en el grupo 2 Transbond Plus self etching primer, grupo 3 Transbond Plus Z100, y grupo 4 Transbond Plus y Concise orthodontic.

Las raíces de los premolares fueron colocadas centralmente en tubos de PVC evitando el contacto con la corona, se utilizaron brackets metálicos (3M UNITEK).

Resultados, el grupo 1 (control) fue estadísticamente superior a los demás grupos ($P < .05$), por otra parte no hubo diferencia estadísticamente significativa entre el grupo 2 y grupo 3, ($P < .05$), aunque estos dos grupos fueron estadísticamente superiores a las del grupo 4. **(15)**

Michele D'Attilio, Y Tonino Train, en 2003, evaluaron la fuerza de cizallamiento, entre dos sistemas adhesivos, Transbond XT (3M Unitek) y resina Denfil Flow (Vericon Lab. Ltd. Anyang, Corea), en ochenta premolares divididos en dos grupos iguales, se almacenaron en agua destilada a temperatura ambiente y añadieron cristales de timol al 0.1%.

Grupo 1 Transbond XT (control), la superficie del esmalte se gravó con ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos y luz de curado por 10 segundos.

Grupo 2; Resina compuesta Denfil Flow, después de 72 horas de incubación en una solución salina 37°C para permitir la adecuada absorción de agua y de equilibrio.

Cada muestra fue montada en bloque de acrílico.

Se utilizó la t de student para evaluar las diferencias significativas.

El análisis de varianza no mostro diferencias significativas.(16).

1.2 MARCO TEORICO

Adhesión a esmalte

Adhesión; es la unión de una superficie a otra, el fenómeno de adhesión en ortodoncia es esencialmente un proceso de remoción de materiales (calcio, fosfato) e infiltración de monómeros resinosos *in situ*, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental.

En ortodoncia es el medio de unión entre la superficie del esmalte y la base del bracket.

1.2.1 Mecanismo de adhesión de las resinas; Nakabayashi,2004

Describió el mecanismo de cómo las partículas de las resinas *bis gma, se* adhieren en forma “micromecánica” al esmalte. Concluyó en base a un estudio de adhesión utilizando el microscopio electrónico de barrido, que cuando la superficie del esmalte tratada con una solución de ácido fosfórico , en concentraciones de 37% por un tiempo de 20 segundos , la materia orgánica del esmalte se diluye, logrando abrir los llamados prismas del esmalte , es entonces que la matriz bis gma de la resina compuesta es condensada sobre esta superficie provocando que las moléculas de resina queden atrapadas en el centro de los prismas , esta es lo que llaman la capa híbrida .

Estas resinas son activadas por la luz visible intensa, esta luz es absorbida por una amina (acelerador), por lo cual provoca la polimerización, se emplean fuentes de luz halógena, laser o led.

1.2.2 Mecanismo de adhesión de los ionómeros de vidrio; Nakabayashi 2004 describió en su estudio el mecanismo por el cual un ionómero se une químicamente a la superficie del esmalte, la mezcla de componentes , polvo (matriz de ionómero de vidrio) y líquido (ácido poliacrílico) provoca una reacción

química ácido-base, cuando esta mezcla es colocada sobre la superficie de esmalte ocasiona una exposición de iones de calcio de los cristales de hidroxiapatita del esmalte dentinario, el resultado de esta reacción es un enlace químico de tipo iónico entre las moléculas de calcio y flúor (contenida en el ionómero), esta es la reacción por lo que existe controversia con respecto al gravado ácido del esmalte para la adhesión (solución acuosa de polímeros de ácido acrílico).

Su activación puede ser mediante exposición a la luz visible o reacciones químicas. Actualmente existen ionómeros de vidrio híbridos a los cuales se les ha agregado partículas de resina bis-gma.

1.2.3 Química de los agentes de unión

Aunque los agentes de unión disponibles en la actualidad unen con efectividad las resinas compuestas a la dentina, pueden ser mejorados cuando se manipulan bajo condiciones cuidadosamente controladas. (17)

En **2008** un estudio con adhesivos de 4ª y 5ª generación ha demostrado que a lo largo del tiempo puede haber un desprendimiento gradual de la superficie dentinaria.

La fuerza de adhesión de restauraciones posteriores de resina compuesta adheridas con materiales de 4ª generación disminuyó casi en un 75% por envejecimiento en un periodo de tres años. Además, el microscopio electrónico de rastreo ha demostrado que algunas fibras de colágeno bajo la zona de hibridación han sufrido alguna degradación. Aunque este estudio se realizó en dientes posteriores primarios, la misma conclusión puede ser extendida a dientes permanentes restaurados en razón de que el mecanismo de unión a colágeno y la formación de la zona de hibridación son similares para ambos tipos de dentición.

Aunque no se han demostrado las razones específicas de estos hallazgos, las causas más probables pueden ser atribuidas a los procedimientos de

manipulación asociados con el propio proceso de adhesión. Específicamente es probable que una vez que se ha completado el proceso de descalcificación, el iniciador del agente de unión no alcanza a penetrar completamente en algunos de espacios que quedaron vacíos entre las fibras de colágeno sin la protección de hidroxiapatita natural o en su defecto, del componente de resina del adhesivo, las fibras expuestas de colágeno simplemente sufren una degradación biológica.

Este problema puede estar relacionado en parte con la manera en que los agentes de unión de 4ª o 5ª generación son usados. En ambos el agente grabador se usa primero para desmineralizar la dentina. Cuando esto se completa, el clínico aplica el agente de unión a la dentina para reversar el proceso que ha sido realizado por el ácido grabador. A menos que el dentista sea muy cuidadoso con el número de aplicaciones de iniciador y también con el tiempo necesario para permitir una difusión completa del adhesivo dentro de la dentina desnaturalizada, no se logrará una penetración adecuada.

La relativamente reciente introducción de los llamados adhesivos auto-grabadores ha sido recibida con gran entusiasmo y hay varias razones para ello. La más importante parece ser la facilidad de uso de estos productos muchos clínicos han visto a los adhesivos auto-grabadores como materiales que pueden grabar y el esmalte en una sola aplicación y también los perciben como sistemas con los que pueden aplicar el iniciador en el mismo paso. La segunda razón para la rápida aceptación de estos materiales puede estar relacionada con la sensibilidad postoperatoria que se les atribuye, que es poca o nula. Estos dos factores juntos han impulsado a muchos odontólogos a dejar sus sistemas tradicionales para adoptar este modo de adhesión a las estructuras dentales que perciben como mejor, más rápido más fácil de aplicar.

La ventaja de los agentes de adhesión auto-grabadores es que graban y depositan el iniciador al mismo tiempo. Con este procedimiento es muy posible que se eviten los vacíos en las zonas donde la sustancia inorgánica ha sido retirada. En consecuencia, la posibilidad de que haya una reducción a largo plazo de la fuerza de unión se disminuye considerablemente. Más aun, la sensibilidad a las

variaciones en la aplicación de la técnica se reduce y al reducirse el número de pasos requeridos para adherir las resinas compuestas a la superficie de la dentina. Esta última generación de adhesivos convierte los procedimientos de adhesión dental en procesos más fáciles y mejores. **(18)**

1.2.4 Desafíos técnicos de los adhesivos auto-gravantes todo en uno

Los materiales de restauración composite son fundamentalmente diferentes de la estructura dental. Un composite se compone de una matriz hidrófoba y partículas de relleno.

El esmalte se compone principalmente de un 96% de fosfato de calcio cristalino, hidroxiapatita y solo de 4% de material orgánico y agua. La dentina se compone solo de 70% de hidroxiapatita pero de alto contenido de material orgánico, principalmente colágeno (20%) y 10% de agua. Por ello el esmalte es esencialmente un sustrato seco, mientras que la dentina es un sustrato hidrófilo húmedo. Además después de la preparación dental con instrumentos rotatorios, la preparación se cubre con una capa de suciedad llamada barrillo dentinario.

1.2.5 Investigaciones sobre el material (in vitro)

Las investigaciones in vitro forman parte de los ensayos de material en la fase de desarrollo de un producto dental. Naturalmente las investigaciones in vitro no son capaces de predecir el éxito clínico. Sin embargo, representan el instrumento más importante durante la fase de desarrollo para ensayar y optimizar diferentes fórmulas.

En el desarrollo de los adhesivos dentales, la resistencia adhesiva del material es de principal importancia. Las investigaciones micro morfológicas por el microscopio electrónico de barrido o microscopio electrónico de transmisión pueden proporcionar información acerca de la calidad de la zona de transmisión entre la dentina y el adhesivo. Los ensayos de calidad marginal en el laboratorio, en dientes extraídos se simulan el rendimiento clínico de forma anticipada.

Tales investigaciones in vitro realizadas durante el desarrollo de un adhesivo dental proporcionan comparaciones con productos previos de probado rendimiento clínico y también con productos parecidos de la competencia. Sobre la base de tales investigaciones se puede seleccionar las más prometedoras formulaciones del desarrollo para las pruebas clínicas en humanos.

1.2.6 BRACKETS

En la actualidad se dispone de tres tipos de vínculos para la adhesión de brackets ortodónticos con base plástica, con base cerámica y con base metálica.

a. Brackets metálicos; los brackets pequeños constituyen una mejora respecto a las bandas, aún cuando no sean satisfactorios desde el punto de vista estético como los cerámicos o de plástico. Los brackets metálicos dependen de la retención mecánica para su adhesión, y el modo habitual de proveer esas retenciones es con una malla, también los hay disponibles con retenciones fotografiadas o torneadas.

El uso de bases metálicas pequeñas y poco notables ayuda a evitar la irritación gingival. Por esa razón la base debe ser diseñada de manera que siga el contorno del tejido a lo largo del tejido gingival.

b.Brackets plásticos. Se fabrican de policarbonato y se utilizan principalmente por razones estéticas, los brackets de plástico carecen de resistencia suficiente contra la rotura y la distorsión, el desgaste de la ranura por el alambre hace perder el control del diente, requieren resinas compatibles. Estos brackets pueden ser útiles en situaciones donde las fuerzas sean mínimas y para tratamientos de corta duración principalmente en adultos. En la actualidad se están introduciendo nuevos tipos de brackets de plástico reforzado, con insertos de acero para las ranuras o sin ellos.

c.Brackets cerámicos. Son fabricados con oxido de aluminio, pueden combinar la estética del plástico y la confiabilidad de los brackets metálicos. Hoy en día están disponibles en dos formas; hechos en partículas de oxido de aluminio fusionadas o

sintetizadas y en forma unicristalina en contraste con los plásticos actuales, tanto los brackets policristalinos como los unicristalinos resisten bien las manchas y coloraciones. Pueden usarse con ligaduras de acero. Los brackets cerámicos se adhieren al esmalte por dos mecanismos diferentes.

1. Retención mecánica por vía indentaciones y/o socavados en la base
2. Unión química por medio de un agente ligante de silano.

En el caso de la retención mecánica el estrés del despegado suele hallarse en la interfaz adhesivo – bracket mientras que la unión química puede producir fuerza adhesiva en exceso.

1.2.7 Fuerzas empleadas en ortodoncia.

Los movimientos en ortodoncia, son consecuencia o se consiguen gracias a la aplicación de vectores físicos, denominadas fuerzas, en ortodoncia las fuerzas más aplicadas son. Tensión, compresión, torsión y de cizallamiento o desplazamiento. Los brackets adheridos a las piezas dentales están sometidos a estos tipos de fuerza, por lo cual es importante que entre los brackets/esmalte dental exista una unión adecuada.

1.2.8 Clasificación de las resinas compuestas en odontología.

Según la clasificación cronológica tradicional contamos que hasta el momento existen 7 generaciones de adhesivos que han ido evolucionando principalmente en un intento de simplificación de pasos clínicos y de acuerdo también a la manera en que cada uno de ellos tratan al sustrato dentinario (una manera más adecuada para el manejo y conocimiento de estos sistemas adhesivos es el propuesto por Bart Van Merbeek, que nos muestra la manera de cómo actúa cada uno de ellos en el barrillo dentinario posterior a la preparación cavitaria , vale decir si actúa modificándolo , disolviéndolo o removiéndolo además de pasos clínicos a tener en cuenta en la aplicación de estos, es decir el acido acondicionador de los tejidos, el monómero acondicionador (primer) y el monómero de enlace (bonding) con la resina de restauración.

La idea de resina compuesta en odontología, ha quedado para las modernas restauraciones plásticas estéticas propias de la operatoria dental. Sin embargo, existen otras muchas aplicaciones tales como elaboración de carillas e incrustaciones (restauraciones rígidas), sellado de surcos y fisuras, fabricación de dientes artificiales, recubrimiento de partes visibles de ciertas prótesis fijas (frentes estéticos de coronas y puentes); constitución de muchos de los modernos sistemas adhesivos destinados a cementar materiales a las estructuras dentarias tales como otras resinas, aditamentos ortodóncicos, cementación de restauraciones fijas (incrustaciones, coronas, puentes, carillas, etc.); etc.

Las diferenciamos, en los grupos siguientes:

- Resinas compuestas para restauraciones plásticas.
- Resinas compuestas para restauraciones rígidas.
- Selladores de surcos y de fisuras.
- Agentes para cementación.
- Dientes artificiales.
- Recubrimiento de superficies metálicas.

1.2.9 Resinas compuestas para restauraciones plásticas.

a. Composición

En la composición de las resinas compuestas hay que distinguir, además de los componentes genuinos principales -la matriz orgánica y el relleno inorgánico- el material llamado agente acoplante, de unión o de enlace, así como aquellas otras sustancias que ponen en marcha la reacción de polimerización, los colorantes o pigmentos, los conservantes, los inhibidores de la polimerización espontánea, etc.

b. Matriz orgánica

Se trata de moléculas complejas que, en forma de monómeros y oligómeros, formarán macromoléculas merced a un mecanismo de polimerización adecuado. Estas moléculas están basadas estructuralmente, en la combinación de

determinados grupos químicos entre los que caben citar: acrilatos y diacrilatos, epoxi u oxirano, fenoles, etc.

BOWEN hizo reaccionar un bisfenol A con dos moléculas de glicidil-metacrilato (GMA) para obtener el BIS-GMA (bisfenol-A-glicidil-metacrilato).

En realidad la molécula puede considerarse formada por una porción central constituida por la combinación de radicales epoxídicos más bisfenol unidos a dos extremos metacrilato. Esta operación supuso un hito que revolucionó un importante sector de los materiales odontológicos.

Es una molécula disfuncional ya que por ambos extremos se encuentran los dobles enlaces de los grupos metacrilato, lo que permite el crecimiento tridimensional de las macromoléculas durante la polimerización. Como característica fundamental se puede citar que el peso molecular del BIS-GMA es algo mayor de 500 frente al del metacrilato de metilo que es de 100. Hay que recordar que el metacrilato de metilo, en épocas anteriores, se utilizaba como material de obturación plástica y que, una de las razones por las que fracasaba era, precisamente, por el gran porcentaje de contracción de polimerización que exhibía en razón a su bajo peso molecular. El grupo fenólico confiere a la molécula de BIS-GMA rigidez y resistencia mecánica. Los grupos hidroxilo favorecen la formación de uniones secundarias en forma de puentes de hidrógeno.

A esta molécula (monómero), por ser muy viscosa, debido a su relativo alto peso molecular, se le suelen mezclar otras de menor peso molecular con el fin de obtener copolímeros que rebajan la viscosidad. Estos monómeros, de más bajo peso molecular, utilizados para disminuir la viscosidad son: BISMA (bisfenol-metacrilato), EGDMA (etilen-glicol-dimetacrilato), TEGMA (trietilen-glicol-metacrilato), NIMA (metil-metacrilato), etc. Otras matrices tienen como base el monómero UDMA (uretano- dimetacrilato). Hoy día las matrices más usadas son a base de BISGMA o UDMA junto con otros monómeros rebajadores de la viscosidad, según los distintos usos o indicaciones a que vayan destinados o

preferencias de los diferentes grupos de investigación. Este tipo de moléculas, por contener dos extremos acrilato, también suelen conocerse ampliamente como diacrilatos.

1.2.10 Relleno inorgánico

Los primeros rellenos fueron a base de fibras y cementos de vidrio finamente molidos, así como fosfato de calcio fundido, sílice fundida igualmente todos reducidos a finas partículas. El cuarzo, tuvo su importancia inicialmente, decayendo ésta debido a problemas como su alto coeficiente de expansión térmica, que producía percolación marginal y recidiva de caries. Otros problemas que presenta son su radiolucidez y una excesiva dureza que dificulta un buen pulido final. No obstante algunas presentaciones lo incorporan aunque en pequeño porcentaje.

En la actualidad hay rellenos que tratando de obtener coeficientes adecuados de expansión térmica, radioopacidad y pulido adecuados, etc. Entre los más utilizados están silicatos de aluminio y bario, silicatos de aluminio y litio, vidrios de sílice con bario o estroncio, cuarzo, sílice coloidal, sílice pirogenita, zirconio, fluoruro de yterbio, etc.

1.2.1 Interfase matriz-relleno; agentes de unión o agentes acoplantes

La matriz y el relleno es importante que estén estrecha y firmemente unidos, esto se hace por dos procedimientos:

- a. Unión mecánica:** Se consigue con relleno que tenga superficie irregular, de tal forma que la matriz durante la polimerización se introduzca dentro de las anfractuosidades de la superficie del relleno, formando una buena unión mecánica.

- b. Unión química:** Se trata de intercalar entre matriz y relleno algún compuesto químico que adhiera ambos componentes. Como la naturaleza química de los constituyentes es muy diferente (matriz orgánica y relleno inorgánico) se recurre

a una molécula bifuncional; esto es, una molécula que por un extremo sea "compatible" con la porción orgánica y, por el otro, con la porción inorgánica. Los agentes más usados son los silanos. El más representativo es el gammametacril-oxipropil-trimetoxisilano.

1.2.12 Otros componentes

Incluyen activadores e iniciadores de las reacciones de polimerización de la matriz, inhibidores, colorantes o pigmentos, conservantes, etc.

.12.13 Clasificaciones según el tamaño del relleno.

A lo largo del tiempo se han ido proponiendo diferentes y exhaustivas denominaciones así como clasificaciones para las partículas. Hasta no hace mucho resultaba clásico dividir las en:

- ↪ Macropartículas: hasta 100 micras.
- ↪ Minipartícula (o partícula pequeña): un tamaño intermedio comprendido entre 0.1 y 5 micras, o lo que es lo mismo, las más pequeñas de las grandes.
- ↪ Micropartículas: un tamaño muy fino, entre 0.001 y 0.1 micras.
- ↪ Híbridas o blends: diferentes mezclas de tamaños obtenidas por muy distintas técnicas de fabricación.

Generalmente a los rellenos constituidos por partículas "grandes" se les llama "macrorrellenos" y a los formados por partículas "muy pequeñas" se les denomina "microrrellenos". En algún lugar intermedio estarían los "minirrellenos" para referirse a los rellenos con las partículas más pequeñas de las grandes.

La clasificación será de acuerdo al tamaño y naturaleza de los rellenos, según criterios recientes:

A. macrorellenos (varias micras)

Se consideran actualmente a las comprendidas entre 1 y 30 micras (las más antiguas tenían hasta 100 micras o más). Los fabricantes utilizan, incluso, diferentes rangos, diferenciando los siguientes tipos:

- ❖ 1 a 5 micras
- ❖ 5 a 20 micras
- ❖ 20 a 30 micras

B. Microrrellenos (fracciones de micra)

- Resinas compuestas de microrrelleno homogéneo.
- Resinas compuestas que utilizan microrrelleno aglomerado.
- Resinas compuestas que utilizan microrrelleno condensado.
- Resinas compuestas constituidas por microrrellenos heterogéneos. En estos casos se utilizan gránulos grandes prepolimerizados, con su correspondiente relleno, posteriormente triturados.

C. Híbridos

Formados por dos o más rangos de tamaño de partículas. Así pueden distinguirse muy diferentes composiciones y tipos de fabricaciones:

- ❖ Resinas compuestas por combinación de partículas de macrorrelleno, partículas de microrrelleno y partículas prepolimerizadas.
- ❖ Macrorrelleno (5-30 micras)
- ❖ Microrrelleno (0,04 micras)
- ❖ Pequeñas (1- 5 micras)
- ❖ Minirrelleno (1+/- 0.2 micras)

- ❖ Pesadas, también conocidas como HEAVY. Son resinas formadas mediante la compresión de las resinas de algunos de los grupos anteriores alcanzando más de 80% en volumen.

1.2.14 Clasificación según la naturaleza del relleno

De análoga manera a la complejidad existente en el caso del tamaño de los rellenos, también existe una cierta dispersión en el caso de la naturaleza de los mismos. Ya se hizo alusión a ello; cada investigador o fabricante los incorpora según su experiencia en un intento de obtener las propiedades más singulares:

- ❖ Cuarzo. Aporta dureza y rigidez. Fue de los primeros en utilizarse.
- ❖ Compuestos de bario. Aumentan la radioopacidad.
- ❖ Sílice pirogénica. Base de las resinas compuestas de microrrelleno.
- ❖ Silicatos de aluminio. Confiere resistencia a la mayoría de las resinas compuestas actuales.
- ❖ Estroncio. Contribuye a aumentar la radioopacidad.
- ❖ Zirconio. Con el de síntesis y mediante trituración, se obtienen partículas con tamaño de hasta 1 micras.
- ❖ Yterbio. En forma de tetrafluoruro de Yterbio, persigue una acción anticariógena, etc.

1.2.15 Cantidad de relleno

Puede cifrarse como porcentaje en peso o como porcentaje en volumen, ha ido variando (aumentando) con el transcurso del tiempo, a medida que han ido mejorando las técnicas de fabricación. Las primeras resinas compuestas, que poseían rellenos grandes, tenían un porcentaje medio, en volumen, que podía

cifrarse entre 60 y 70%, Con las actuales de partícula pequeña se llega a cifras en tomo al 80% en volumen, o más. Cuando el tamaño de las partículas era muy grande quedaba mucha resina entre las partículas. Como la resina es más blanda que el relleno aquella se desgastaba antes lo que originaba superficies ásperas, irregulares, porosas, estéticamente poco aceptables. Al disminuir el tamaño de los rellenos puede aumentar su porcentaje y disminuir, relativamente, la cantidad de resina. Esto puede complicar grandemente los procesos de fabricación, por aumento de la viscosidad, de aquí que exista toda esa gran complejidad en la elaboración de las partículas. Paralelamente, a nivel clínico, el grado de pulido superficial puede ser mejor porque todo el conjunto se desgasta más uniformemente.

1.2.16 Reacciones de polimerización

Los procedimientos más generalmente extendidos en clínica son los de fotopolimerización mediante luz visible (también denominada halógena) y, aunque en menor medida, los autopolimerizables pueden seguir conservando algunas aplicaciones. Los sistemas termopolimerizables, obviamente son más propios del laboratorio.

1.2.17 Grado de conversión

Debe definirse como la cantidad o tasa de transformación de monómero a polímero (o copolímero). En la práctica una mezcla manual homogénea es difícil de conseguir por lo que el grado o tasa de conversión no es el más idóneo. En las resinas fotopolimerizables el grado de conversión es mejor, pero como la radiación lumínica tiene que ir atravesando la masa del material, la transformación de estado plástico en estado sólido (o lo que es lo mismo la conversión o paso de monómero a polímero), puede verse interferida por diferentes factores. Entre ellos se pueden citar:

- Los pigmentos o colorantes específicamente añadidos a la resina. El tema es tan importante que está indicado utilizar tiempos diferentes de fotopolimerización según el tono o matiz de la resina escogida. Lo mejor es seguir las instrucciones de la firma productora.

- ↻ La cantidad y naturaleza del relleno inorgánico, teniendo en cuenta que la luz puede sufrir diferentes fenómenos tales como dispersión, absorción, etc.
- ↻ La naturaleza y composición del propio material, en su conjunto.
- ↻ La concentración de agentes fotoiniciadores.
- ↻ Eventual presencia de una pequeña capa de esmalte natural entre la lámpara y el material.
- ↻ Características y estado del aparato emisor de la luz. Este debe ser controlado y vigilado periódicamente; no solo en lo que se refiere al funcionamiento de la propia lámpara (intensidad, etc.) sino también los otros componentes (estado de las fibras ópticas, etc.).

1.2.18 Capa inhibida superficial

Cuando termina la polimerización de una resina compuesta, queda sobre su superficie una capa no polimerizada, que se puede percibir al tacto. Se denomina capa inhibida superficial. Ello significa que los radicales libres producidos durante la apertura de los dobles enlaces de los extremos de las moléculas de monómero, tienen más afinidad química por el oxígeno atmosférico que por otras Moléculas de monómero, por lo que no reaccionan con ellas. La capa superficial inhibida lo que representa es un extremo no polimerizado de las moléculas de los monómeros.

1.2.19 Contracción de polimerización

Cuando fueron descritas las primeras resinas compuestas, a base de BISGMA, se encontró una gran diferencia en la contracción de polimerización. La molécula del monómero de polimetacrilato de metilo es relativamente pequeña (p.m, = 100) y su cadena principal contiene solo dos átomos de carbono, lo que produce unas contracciones de polimerización muy grandes.

En el caso de los monómeros de las resinas BIS-GMA, el peso molecular es mucho mayor (algo más de 500) y la cadena principal tiene muchos más átomos de carbono.

Puro de la masa de la resina (resina quimiapolimerizauá la luz (resinafotopolimerizable).La molécula mucho más larga va a determinar una contracción de polimerización bastante menor; pero es que, además, no hay que olvidar la presencia del relleno inorgánico el cual impide también, al haber menos cantidad de resina por unidad de volumen, que el polímero resultante sufra un acortamiento importante.

1.2.20 Propiedades generales de las resinas compuestas utilizadas para restauraciones plásticas

- ❖ Dureza.
- ❖ Resistencia al desgaste.
- ❖ Resistencia mecánica.
- ❖ Coeficiente de expansión térmica.
- ❖ Propiedades ópticas y estéticas.
- ❖ Pulido superficial.
- ❖ Estabilidad de color.
- ❖ Solución acuosa.
- ❖ Radioopacidad.
- ❖ Ausencia de adhesión a las estructuras dentarias.
- ❖ Biocompatibilidad de resinas compuestas.

1.2.21 Biomimética

La mimética o mimetización como definición, es simplemente tratar de imitar algo preexistente. Partiendo de este concepto y adaptándolo a un marco más próximo a la odontología restauradora, la biomecánica o biomimetización según Belser y Magne es la filosofía para reconstruir el tejido dental intentando igualar a la naturaleza, en una definición más personal, la biomimetización es el arte de armonizar con la naturaleza, teniendo claros conocimientos y cierta experiencia de los materiales a usar en cualquier caso restaurador, llámense estos materiales, plásticos o cerámicos.

El primer concepto a manejar, es la oclusión, ya que es inconcebible tener una restauración bella pero que no cumpla una función óptima dentro del sistema estomatognático.

El segundo concepto, vendría a ser la anatomía de la pieza dental que se va a restaurar, existe una relación estrecha entre forma y función que es inseparable, una restauración será estética en la medida en la que esta desempeñe una función adecuada dentro del sistema.

En el caso de la biomimética con resina compuestas es fundamental conocer la evolución, el estado y las aplicaciones clínicas tanto de los sistemas adhesivos como el de las resinas compuestas, en otras situaciones clínicas es básico conocer profundamente el material restaurador a usar.

Un último ítem a considerar vendría ser la habilidad clínica que va a ir en relación directa a la creatividad.

1.2.22 Características de los componentes actuales

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO_2), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina) .

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es un per-compuestocompuesto, el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una

amina terciaria aromática (n,n-dihidroxi-etil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilanilina CEMA); un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo.

La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5% (13).

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. No debemos dejar de señalar que el hecho de presentar un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción de polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspídea además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria (14).

Como inconvenientes hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se acompañan de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúa dentro de la longitud de onda de la luz visible (es decir, alrededor o por debajo de $1\mu\text{m}$), para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte. En función de la composición de las

resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizable, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macro relleno (partículas de 0,1 a 100 μ), micro relleno (partículas de 0,04 μ) y en composites híbridos (con rellenos de diferentes tamaños) (15). Una clasificación más exhaustiva fue la Willems y cols., fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión.

1.2.23 Resinas compuestas híbridas

Se denominan así por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja absorción de agua, excelentes características de pulido y textura, abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, coeficiente de expansión térmica similar a la del diente, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.

1.2.24 Composites fluidos

Son resinas compuestas de baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han eliminado de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. Entre sus ventajas destacan: la alta humectabilidad de la superficie

dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire, poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés (procesos consuntivos cervicales y áreas dentinales socavadas), son radioopacas y se encuentran disponibles en diferentes colores. Como inconvenientes señalaremos: la alta contracción de polimerización debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores.

Algunas de las indicaciones que pueden subrayarse para estos materiales son: la aplicación para restauraciones de clase V, los procesos consuntivos cervicales, las restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de base en cavidades de clase I o II en zonas con esmalte socavado.

1.2.25 Composites condensables

Los composites condensables son resinas compuestas con alto porcentaje de relleno. Sus ventajas son: la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos; sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbridos. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto.

1.2.26 Polimerización: Importancia y fuentes

La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión. Los factores de los que depende el grado de conversión del composite.

La contracción volumétrica que sufre el composite durante el curado oscila entre el 1,35 y el 7,1% y es junto al estrés de polimerización, lo que produce los fallos cohesivos y adhesivos, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.

La industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite.

En la actualidad existen diferentes fuentes para el fotoactivado de resinas compuestas: lámparas halógenas, lámparas de arco de plasma, luz láser y luz emitida por diodos (LED). De todos ellos, las más utilizadas son las lámparas halógenas y las lámparas LED. Los LEDs son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LEDs en Odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los años 90. Las investigaciones han demostrado que a una intensidad de luz de 100 mW/cm², la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina es significativamente mejor con un LED al ser comparado con una lámpara halógena.

La potencia de las lámparas LED disponibles actualmente en el mercado es muy similar a la de las lámparas halógenas, en torno a los 755 mW/cm². Los estudios demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debida a la intensidad de luz, también se debe tener en cuenta el nivel de absorción del sistema iniciador, esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización. La

curva de absorción de la canforoquinona se extiende entre 360 a 520nm, con un máximo a 465nm. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización es por lo tanto entre 440 y 480nm. En las lámparas de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510nm; en contraste, el 95% del espectro emitido de los LEDs azules se sitúa entre 440 y 500nm, siendo la emisión máxima de un LED azul de 465nm, idéntica que el máximo de la canforoquinona; la probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la canforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena.

1.2.27 Factores que inciden en la selección de un composite.consideraciones clínicas.

Ubicación de la cavidad

Las características de la restauración, en cuanto a extensión y localización, son decisivas para la selección de un material u otro. Cuando se trata de hacer una obturación de alto requerimiento mecánico (cavidades de clase IV con función oclusal, de clase I amplias, de clase II compuestas o complejas, o de clase VI), el composite más indicado es el que tenga mayor volumen de carga inorgánica y que, en el caso del sector posterior, sea radioopaco.

1.2.28 Las restauraciones en los dientes anteriores, exigen un mayor grado de estética.

a. Polimerización: importancia y fuentes.

La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.

b. Resinas en ortodoncia

Durante años se han ido modificando las técnicas para la colocación de aparatos ortodónticos (bandas, tubos y brackets), pasando por la técnica de multibandas, hasta la técnica de adhesión directa e indirecta, las cuales ofrecen ahorro de tiempo y trabajo, gracias a la aportación de nuevos materiales de adhesión, como las resinas compuestas, ionómeros compuestos o ormómeros etc.

Un objetivo debería ser, reducir la tasa de fracaso en la adhesión, ya que reemplazar los brackets flojos no es eficaz, se lleva tiempo y dinero. Como consecuencia continua la búsqueda de mayor resistencia adhesiva, mejores adhesivos, técnicas más simples y materiales que se adhieran cuando haya saliva.

c. Ionómeros de vidrio

Son biocompatibles con el esmalte tienen una unión aceptable a la superficie dental y producen una microdescarga de fluoruro a largo plazo, produciendo menos descalcificación del esmalte por debajo de los brackets y bandas. Es un cemento de una reacción ácido-base; el ácido es un homopolímero o copolímero de ácidos alquenoicos, tales como el ácido acrílico, maleico y el itaconico. El componente básico es un aluminio silicato de vidrio que contiene flúor. Dentro de sus ventajas, tiene la habilidad de adherirse al esmalte (5MPa) y al dentina (3MPa) no tratados (sin grabar) y la liberación prolongada de flúor (siendo esta su principal ventaja), inicialmente se introdujo en la ortodoncia como material adhesivo para tomar ventajas de sus propiedades, como la adhesión química que tiene al esmalte y su liberación de flúor. Pero su uso se limitó por sus desventajas dentro de las cuales podemos mencionar la falta de resistencia mecánica y la sensibilidad a la humedad.

A lo largo del tiempo han sido modificados agregando partículas de resina en su fórmula. Estudios realizados revelan que tienen menos resistencia mecánica. Pero al momento del debondado, se facilita la limpieza del esmalte.

d. Compomeros

Son resinas modificadas por componentes poliácidos, los cuales dentro de su composición tienen una matriz orgánica y otra inorgánica.

Se diferencian de las otras por su capacidad de liberar flúor durante un periodo considerable de tiempo, adhesión química al diente y mejor modulo de elasticidad.

Son utilizados en ortodoncia ya que presentan más resistencia adhesiva que los ionómeros de vidrio, pero en comparación de las resinas convencionales, su adhesión es menor pero de igual forma es una buena elección para el bondeado de los brackets.

e. Ormoceras

Son restauradores nano-ceramicos universales basados en una tecnología innovadora de nanoceramica modificada orgánicamente. aporta biocompatividad por tener una mínima liberación de monómeros con la consiguiente reducción de riesgo alergénico.

En un estudio realizado, compararon la adhesión de un resina convencional con la de las ormoceras en el bondeado de brackets, los resultados mostraron que la diferencia entre ambos no era estadísticamente importante, por lo que concluyeron que este material puede ser otra opción de adhesivo para el bondeado de brackets en ortodoncia.

1.2.29 Grabado de esmalte

Su principal objetivo es texturizar la superficie del esmalte para que la resina fluya en las aberturas microscópicas, creando una retención mecánica y con ello asegurar mejor enlace.

1.2.30 Transbond plus

Es un adhesivo todo en uno, en el cual a través de una fórmula química se logra en un sencillo paso, realizar grabado, acondicionar y producir adhesión en solo unos segundos. Puede eliminar errores que se producen en el proceso de bondeado, tal como la contaminación en cualquiera de sus fases.

El mecanismo de este adhesivo está basado en la presencia de metacrilato de ácido fosfórico en gel con un pH bajo que asegura un grabado completo.

Algunas casas comerciales han desarrollado resinas específicas para el cementado de brackets y bandas utilizadas en ortodoncia.

1.2.31 Lámparas de curado convencionales

Las lámparas de curado convencionales utilizan una lámpara halógena para generar la luz blanca la cual es luego filtrada de forma tal que solamente la luz azul en el rango entre 400 y 500 nanómetros es emitida desde la punta.

La lámpara de curado Ortholux XT (3M, Unitek, Monrovia, California) es un ejemplo de una lámpara de curado convencional.

El tiempo de endurecimiento que se lee en las instrucciones del adhesivo de 3M Unitek, está basado en el tiempo que se debe utilizar con una lámpara de endurecimiento convencional como la Ortholux XT

Lámparas de curado de arco de plasma

El mecanismo de generación de luz por medio del arco de plasma es nuevo en la comunidad ortodóntica. La fuente de luz en la unidad de arco de plasma es un bulbo de Xenón que funciona en forma muy similar al objeto que se muestra en la figura 3. Dos sondas crean un potencial de alto voltaje que ioniza el gas (plasma) y emite una chispa que emite luz (arco).

La NASA originalmente desarrolló la tecnología del arco de plasma para estudiar la re-entrada del calor de los vehículos espaciales creando un arco entre la sonda y el escudo o protector. Desde aquí la tecnología ha desarrollado equipamientos para los instrumentos médicos.

La Apollo 95E de Dental/Medical Diagnostics (Woodland Hills, CA) es un ejemplo de luz de arco de plasma. La lámpara produce una luz blanca de alta intensidad que es filtrada permitiendo una luz azul con un rango entre 400 a 500 nm. El perfil de intensidad de la luz de la Apollo 95E se muestra en la Figura 1. La cantidad total de luz azul emitida es varias veces mayor que con la lámpara de curado Ortholux XT.

Un cronómetro sobre la luz limita cada exposición a un máximo de 3 segundos en cada activación y da un período latente de 1,5 segundos en el cual la luz no puede ser activada

. Este tiempo previene el excesivo calentamiento de los tejidos que puede ocurrir cuando hay sobre-exposición.

Esta unidad actúa sobre cada bracket individual algo más rápido que la unidad de LaserMed .Sin embargo el período de latencia puede impedir progresar cuando se utiliza en varios brackets en forma consecutiva. Este equipamiento es útil en aquellos consultorios donde una asistente termina el proceso de adhesión una vez que el ortodoncista ha colocado cada bracket en su posición final. La unidad DMD puede ser usada cuando el ortodoncista coloca un bracket con una mano y con la otra mantiene la lámpara de curado.

1.2.32 Laser de argón

El láser de Argón emite una luz azul con una distribución de longitud de onda muy angosta. Un ejemplo de una unidad de curado de Láser es el LaserMed Accure 300OTM (LaserMed, Salt Lake City, UT)

Los láseres son capaces de emitir un rayo colimado de luz que puede viajar por largas distancias sin que se disperse. La luz del LaserMed es un tubo de luz que difunde la luz emitida de la unidad en un cono de luz, el cual es ideal para los aparatos de ortodoncia.

La unidad de LaserMed emitirá luz todo el tiempo que esté activado el pedal. Un tono audible que se produce cada 5 segundos para controlar el tiempo de curado. De esta manera se puede realizar el curado de varios brackets consecuentemente. Este sistema de luz es particularmente útil, cuando no se desea un período de latencia, sobre todo cuando deben cementarse varios brackets en un arco. La guía de luz está construida por una fibra de vidrio óptica en lugar de un cable líquido como en la unidad del arco de plasma.

La lámpara construida con una delgada fibra óptica es muy maleable, lo que permite poder trabajar en las zonas posteriores. Sin embargo debe notarse que la regulación de la luz del láser está sujeta a una mayor gobernabilidad que la de otros tipos de fuentes de luz azul y el operador debe tener en cuenta los signos de advertencia

1.2.33 Resultados con adhesivos de 3m unitek

El laboratorio de 3M conduce test para determinar la eficacia de las nuevas lámparas de curado de alta intensidad con los adhesivos de 3M Unitek.

El test determina el efecto de tiempo de curado sobre el desarrollo de la fuerza de adhesión. La curva representativa muestra el efecto del tiempo de curado sobre la fuerza de adhesión. Tanto la Apollo95E y la AccuCure3000 generan alta adhesión con menor tiempo de curado que la obtenida con la lámpara de Luz Ortholux XT.

La lámpara de luz Apollo 95E de arco de plasma y la de láser AccuCure ahorran tiempo durante el proceso de adhesión de brackets mientras producen una fuerza de adhesión equivalente a las de las lámparas convencionales. La forma de operar de cada unidad es diferente y la correcta elección dependerá de las características propias de cada consultorio.

El verdadero valor de las lámparas de curado de alta intensidad es la reducción significativa que hay en el tiempo de trabajo en el sillón sobre todo en pacientes ansiosos durante el proceso de adhesión de brackets en toda la arcada y la mayor conveniencia y simplicidad que ofrecen a las asistentes, especialmente cuando usan brackets con el adhesivo pre-cargado. La unión entre las lámparas de curado rápido y con el sistema de adhesivo pre-cargado a los brackets ofrece al ortodoncista un sistema de adhesión de alta eficiencia. **(19)**

1.3 PROBLEMA

¿Cuál de los dos agentes adhesivos para brackets, Ionómero de vidrio (Fuji Ortho LC) y la resina compuesta Transbond XT(3m Unitek) tiene mayor resistencia a la fuerza de desprendimiento?

2. JUSTIFICACIÓN

Desde que apareció en ortodoncia la alternativa de adherir un bracket a la superficie del esmalte, los especialistas (ortodoncistas), han estado en busca de un adhesivo ideal **Newman 1965.(3)**

Cuando llega un producto a manos del ortodoncista, este se pregunta si dicho adhesivo le permitirá realizar un tratamiento en el cual el bracket permanezca adherido a las piezas dentales, de tal forma que pueda transferir las fuerzas necesarias y obtener los movimientos dentarios necesarios. **Eliades 2006(4)**

A través de los años, en la interminable búsqueda de un adhesivo ideal, simple, universal, que sea fácil de usar y compatible con adhesivos ortodóncicos, la velocidad y eficacia son prerequisites para la adhesión de la aparatología, el tiempo que se ahorra y el gasto que se disminuye por las fallas de adhesión, superan el costo de estos productos. Los adhesivos deben permitir la permanencia de los brackets en las piezas dentales de tal forma que pueda transferir las fuerzas necesarias y obtener los movimientos dentarios adecuados y de esta forma poder realizar el tratamiento de ortodoncia.

En los últimos años, debido a la demanda de tratamientos estéticos, se ha ido cambiando los diseños de la malla de los brackets lo cual influyen en la adhesión de estos al esmalte dental a medida que el área retentiva de la base de los brackets ha ido disminuyendo.

Otras variables de adhesión han cobrado vital importancia, una de ellas el agente adhesivo, es quizá la variable más estudiada por lo que sus propiedades físicas y químicas, como el espesor de la película, la técnica de grabado, la capacidad de dispersión, solubilidad, el tipo de polimerización y la unión química, son objeto de una intensa investigación, tratando de elaborar el material que ofrezca la mejor fuerza de unión entre bracket y superficie de esmalte dental.

El Tranbond XT es uno de los productos que se están utilizando actualmente por muchos ortodóncistas ya que reúnen muchas de las cualidades que se buscan para llevar a cabo el tratamiento de ortodoncia.

La técnica de grabado ácido de las resinas compuestas de unión a esmalte se utiliza ampliamente para la conexión directa de aparatos de ortodoncia, este hecho facilita la penetración de la resina en los tejidos y proporciona el mecanismo por el cual la resina se mantiene en el esmalte. Pero la técnica de grabado ácido produce algunos efectos indeseables como la descalcificación de la superficie del esmalte, las fracturas de esmalte durante el despegado de brackets, residuos de resina que no se pueden quitar fácilmente.

En comparación, el ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable (Fuji Ortho LC) une los brackets y aparatos de ortodoncia al esmalte sin ocasionar los daños antes mencionados.

Además su habilidad para ser colocados en presencia de humedad y sin necesidad de grabar la superficie del esmalte con ácido fosfórico, lo que simplifica el procedimiento de adhesión. **Williams F MorzánE,Adriazola M, Meneses A. 2000(1).**

Al contar con la información de estos adhesivos sabemos cuál de los dos productos nos da las ventajas en cuanto al desprendimiento de los brackets es menor, por lo tanto tendremos mayor control en nuestros movimientos dentarios que necesitamos para terminar en el tiempo planeado nuestro tratamiento sin necesidad de estar recolocando brackets de nuevo ya que esto ocasiona pérdida de tiempo y dinero para nuestro paciente.

Por lo antes expuesto el presente estudio pretende encontrar los datos que nos den la certeza de que estamos utilizando el producto que nos de mayor retención de los brackets a la superficie dental en los tratamientos de ortodoncia, esto nos ayudará a seleccionar el adhesivo adecuado para evitar el desprendimiento de los brackets.

3 .OBJETIVO GENERAL

Determinar entre Ionómero de vidrio (Fuji Ortho LC) yTransbod XT (3m unitek), cuál de los productos tiene mayor fuerza de desprendimiento

4. HIPÓTESIS

4.1 HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN

H1: El Transbond XT tiene mayor fuerza de adhesión que el ionómero de vidrio.

H2: El Ionómero de vidrio tiene mayor fuerza de adhesión que el transbod XT

4.2 HIPÓTESIS NULA

H1: El Transbond XT no tiene mayor fuerza de adhesión que el Ionómero de vidrio

H2: El Ionómero de vidrio no tiene mayor fuerza de adhesión que el Transbond XT

5.-MATERIAL Y MÉTODO

5.1 TIPO DE ESTUDIO. Es de tipo prospectivo, transversal, y experimental-comparativo.

5.2 UNIVERSO DE ESTUDIO

Se utilizó una muestra 40 premolares, divididos en dos grupos de 20, que se conservaron en agua bidestilada hasta el momento de la ejecución del estudio.

5.3 CRITERIOS:

5.3.1 CRITERIOS DE INCLUSION:

Premolares superiores derecho e izquierdo, libres de caries, sin defectos estructurales en la cara vestibular y de reciente extracción.

5.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSION

Premolares extraídos por motivo de caries o alguna patología, fluorosis severa, fracturados.

5.4 OPERACIÓN DE VARIABLES

- **5.4.1 VARIABLE DEPENDIENTE**

Fuerza de adhesión.

- **5.4.2 VARIABLE INDEPENDIENTE:**

Agente adhesivo.

5.5 MATERIALES

- ❖ Transbond XT (3m Unitek). Resina compuesta (bisfenol-glicil –metacrilato), fotopolimerizable.
- ❖ Ionómero de vidrio híbrido (GC Fuji Ortho) (modificado con resina) fotocurable
- ❖ Lámpara de luz led (American Orthodontics)
- ❖ Brackets metálicos para premolares superiores de la marca American Orthodontics con slot .022
- ❖ Block de papel para mezclar de ionómero de vidrio
- ❖ Espátula de plástico para mezclar el ionómero de vidrio
- ❖ Cilindros de aluminio para colocar las muestras
- ❖ Alambre de acero inoxidable rectangular 019x025
- ❖ Ligadura metálica .010
- ❖ Módulos elásticos
- ❖ Acrílico polvo y líquido color azul (Nic Tone)
- ❖ Acrílico polvo y líquido color verde (Nic Tone)
- ❖ Gotero
- ❖ Espátula para polvos
- ❖ Tijeras
- ❖ Regla
- ❖ Balanza milimétrica
- ❖ Lámpara de luz led, American Orthodontics
- ❖ Ácido ortofosfórico al 37%
- ❖ Pasta profiláctica
- ❖ Máquina universal Instron
- ❖ Accesorios de la máquina Instron
- ❖ Instrumental para colocar brackets.
- ❖ Posicionador de brackets

5.6 METODOLOGÍA

Nuestra **muestra** está compuesta por **40 premolares** superiores, sanas (libres de caries) las cuales fueron colocadas en agua bidestilada inmediatamente después de su extracción, la muestra fué dividida en dos **grupos de 20**,(tabla 1) al primer grupo, los brackets se pegaron con el agente adhesivo resina compuesta Transbond XT. (3m Unitek)

Técnica de aplicación

Para pegar los brackes se inició con la limpieza de la superficie dental con pasta profiláctica para que muestra se pueda gravar con ácido fosfórico al 37% enseguida lavamos con agua suficiente para eliminar el ácido de la superficie dental, colocamos el primer siguiendo la indicaciones del fabricante, colocamos la resina Transbond XT en la base del bracket y lo fotocuramos por 5 segundos por la cara mesial y 5 segundos por la cara distal con la lámpara de luz LED American Orthodontics. Siguiendo este procedimiento con las 20 muestras del **primer grupo**. Después colocamos las muestras en un recipiente con agua bidestilada y los metimos en una incubadora a una temperatura de 37°C por 24 horas para controlar las condiciones y temperatura a que están sujetos los brackets en boca.

El segundo grupo, los brackets se pegaron con el agente adhesivo Ionómero de vidrio (Fuji Orto LC).

Técnica de aplicación;

Limpiamos la superficie dental con pasta profiláctica para eliminar la totalidad de placa bacteriana y evitar que por este motivo se desprendan los brackets de la muestra, en este caso no gravamos el esmalte con ácido fosfórico, mezclamos una porción de polvo y líquido (proporción 1:1) según las indicaciones del fabricante sobre un block de papel hasta conseguir una mezcla homogénea la colocamos en la base del bracket y la colocamos con el posicionador de brackets

en la muestra, presionamos y eliminamos los excesos de material, posteriormente la fotocuramos con la lámpara de luz LED American Orthodontics por 40 segundos.

Después los colocamos en un recipiente con agua bidestilada, y los metemos en una incubadora a temperatura de 37°C, por 24 horas, esto es para controlar las condiciones y temperatura a que están sujetos los brackets dentro de la cavidad bucal.(tabla)2

PRUEBA MECÁNICA DE CIZALLAMIENTO;

En este trabajo se calculó resistencia a la fuerza de cizallamiento, de los dos agentes adhesivos, y se utilizó la maquina universal instron a una velocidad de 1mm/min de acuerdo a la estandarización ISO que contempla velocidades de 0,75+_ 0,30 mm/min para ensayos de fuerzas de adhesión en forma paralela a la superficie de los dientes y un rango de fuerza de carga de 0/500 N con una precisión de +_0,1.(tabla) 3

La fuerza requerida para descementar el bracket se registro en Newtons (N), y al dividirla por el área del bracket se obtuvo la fuerza de adhesión en Megapascales (MPa=N/mm²)

Esta máquina universal Instron se encuentra en el departamento de materiales dentales de la Universidad Nacional Autónoma de México.

La siguiente etapa consistió en cubrir con vaselina tanto la loseta de vidrio como los cilindros de aluminio (tabla) 4 para evitar que se adhiriera el acrílico una vez polimerizado, en la ranura del bracket se colocó un alambre de acero inoxidable .019x.025 que fue sostenido con un modulo elástico para evitar que se mueva y asegurarnos que el bracket quedara en una posición totalmente perpendicular a la fuerza de cizallamiento, la cual se determino una vez polimerizado.

Se preparó acrílico autopolimerizable, empleando dos colores distintos, color azul para el Ionómero de vidrio Fuji Ortho LC y color verde para el Transbond X. (Tabla) 5, una vez polimerizado el acrílico se retiraron los cilindro de aluminio para ser colocados en dos recipientes con agua bidestilada y se colocaron en la incubadora a una temperatura de 37°C .

Se colocó en el aditamento de sujeción de la máquina instron el bloque de acrílico con el premolar sumergido, de tal manera que quedara en posición vertical para poder aplicar la fuerza de cizallamiento en dirección ocluso-gingival.(Tabla) 6

La herramienta de corte utilizada es una cuchilla biselada, la cual toma contacto con la interface cemento – diente. (Tabla)7

Es importante que la herramienta de corte haga contacto con el cemento de manera homogénea para luego generar la fuerza.

Se programó la computadora de la máquina universal instron con el dato del área determinada del bracket que fue de **11.38mm²** registrando los resultados para su posterior análisis estadístico.(tabla) 8

6. RESULTADOS

Los resultados obtenidos, después de las pruebas mecánicas de cizallamiento se calculo la media promedio y la desviación estándar.

Se utilizo la prueba de distribución T de Student, donde se encontró diferencia significativa entre los dos sistemas de adhesión.

Identificación de la muestra:Transbond XT (3M Unitek)

	Tensión en la carga max.(MPa)	Carga en la carga max. (KN)
1	7.396	0.084
2	6.825	0.078
3	4.0227	0.0462
4	7.108	0.081
5	5.019	0.057
6	5.873	0.067
7	7.849	0.089
8	10.442	0.119
9	10.448	0.119
10	6.397	0.073
11	7.794	0.089
12	5.738	0.065

13	6.115	0.070
14	11.822	0.135
15	6.569	0.075
16	7.390	0.084
17	9.171	0.114
18	10.890	0.124
19	7.802	0.089
20	7.336	0.083
Media	7.600335	0.087060
D.E.	2.0399644	0.0237205
Minimo	4.0227	0.0462
Máximo	11.8220	0.1350

Brackets. cizalla

Fecha de ensayo 13 de octubre 2009 Humedad (%)
50

Tipo de ensayo 5500n Dimensión
0.0000

Veloc. Cruceta 1.0000 mm/min D.I probeta
101.6000 mm

Segunda veloc. 0.0000 mm/min temp
73°C

Tercera veloc. 0.0000 mm/min

Frac. Muestreo (pto/s) 10.0000°

Identificación de la muestra: IONOMERO DE VIDRIO FUJI ORTHO LC

	Tensión en la carga max. (MPa)	Carga en la carga max. (KN)
1	7.250	0.083
2	4.060	0.046
3	7.600	0.086
4	5.783	0.066
5	6.730	0.077
6	0.065	0.001
7	8.712	0.099
8	2.680	0.030
9	3.567	0.041

10	7.184	0.082
11	9.380	0.107
12	6.546	0.074
13	8.706	0.099
14	5.900	0.067
15	4.324	0.049
16	4.341	0.049
17	7.551	0.086
18	3.436	0.039
19	9.3906	0.1071
20	8.964	0.102
Media	6.108480	0.069505
D.E.	2.5446643	0.0290032
Minimo	0.0650	0.0010
Maximo	9.3906	0.1071

Brackets cizalla

Fecha de ensayo: 13 de octubre 2009

Tipo de interfaz 5500

Dimensión 4: 0.0000

Veloc.cruceta 1.0000 mm/min

D.I probeta 101.600 mm

Segunda veoc. 0.0000 mm/min

Humedad 50%

Tercera veloc. 0.0000 mm/min

temp. 73°C

Frec. Muestreo (pto/s: 10.0000

Temperatura: 73C

Humedad (%) 50

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Estadísticos de grupo

	Adhesivo	N	Media	Desviación típ.
Tensión en la carga max. (MPa)	TRANSBOND XT	20	7.600335	2.0399644
	IONOMERO DE VIDRIO FUJI ORTHO LC	20	6.108480	2.5446643
Carga en la carga max. (KN)	TRANSBOND XT	20	.087060	.0237205
	IONOMERO DE VIDRIO FUJI ORTHO LC	20	.069505	.0290032

Adhesivo, número de muestras , media y desviación típica

Prueba de muestras independientes

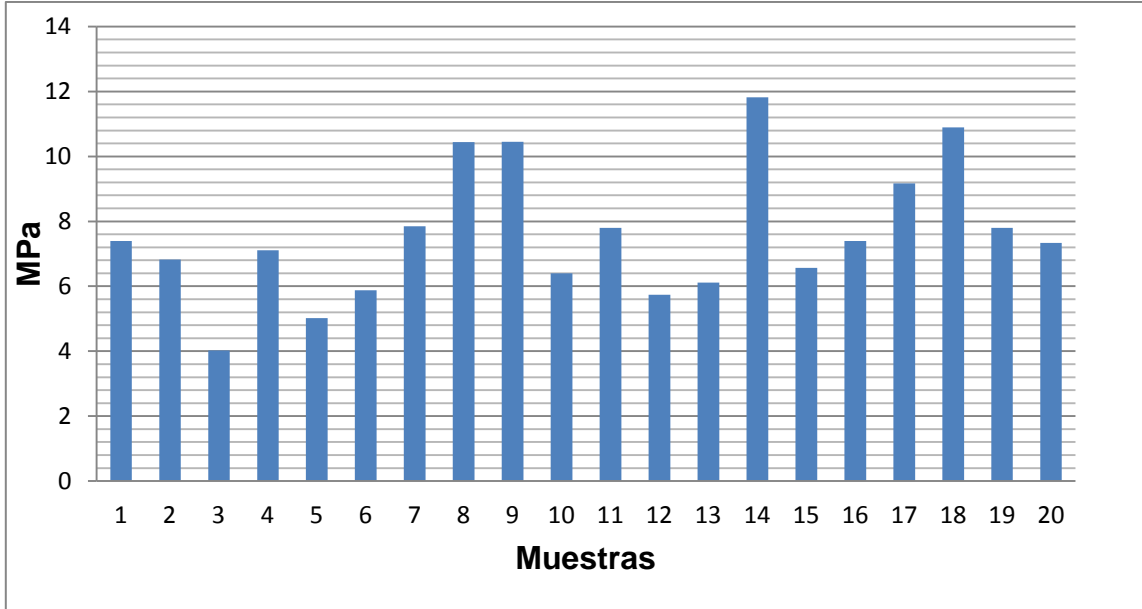
	valor t	grados de libertad	Significancia estadística. (bilateral)
Tensión en la carga max. (MPa)	2.046	38	.048
Carga en la carga max. (KN)	2.095	38	.043

valor de $P < 0.05$
(existe diferencia estadísticamente significativa)

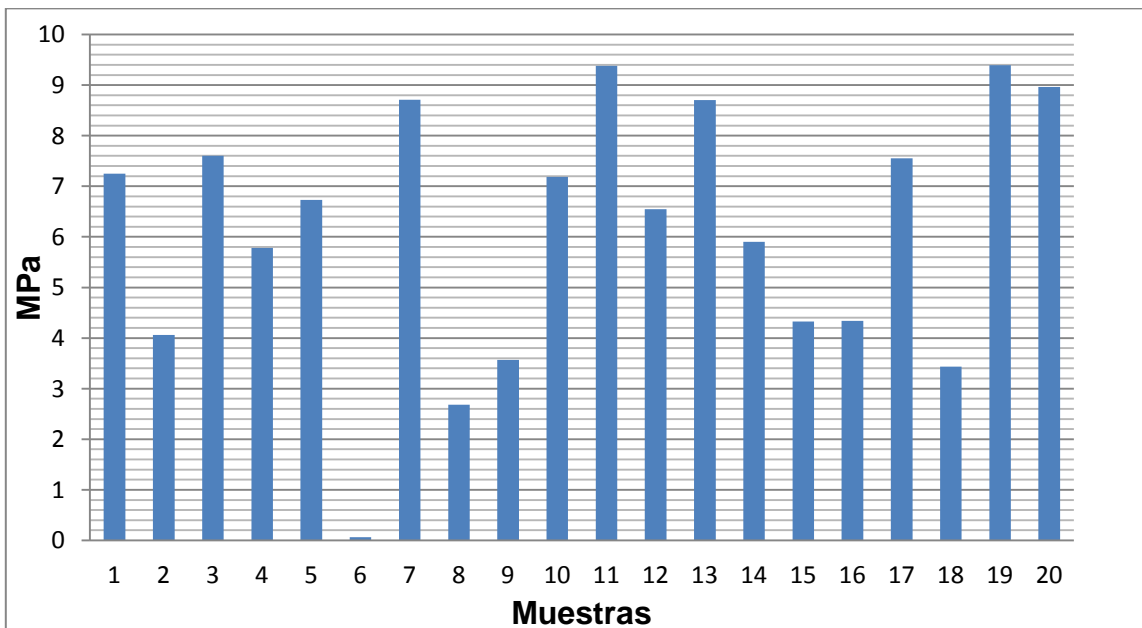
valor de $P < 0.05$
(existe diferencia estadísticamente significativa)

Prueba de distribución t de student

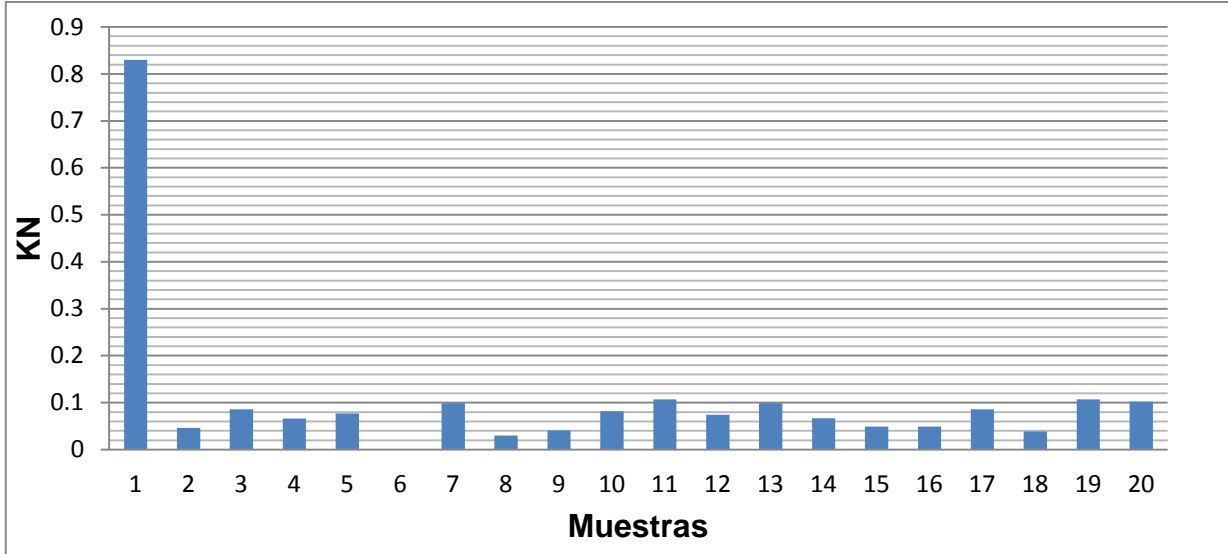
Graficas



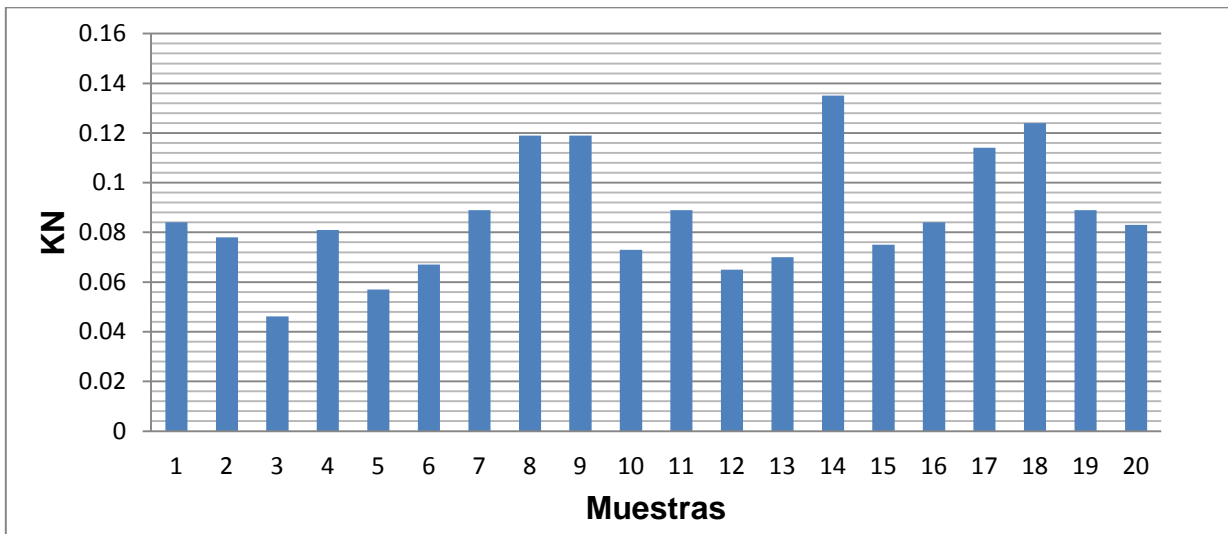
Tensión en la carga de Transbond XT, la Media fue 7.600335 MPa. La Desviación estándar 2.0399644MPa la Mínima 4.0227 y la Máxima de 11.8220



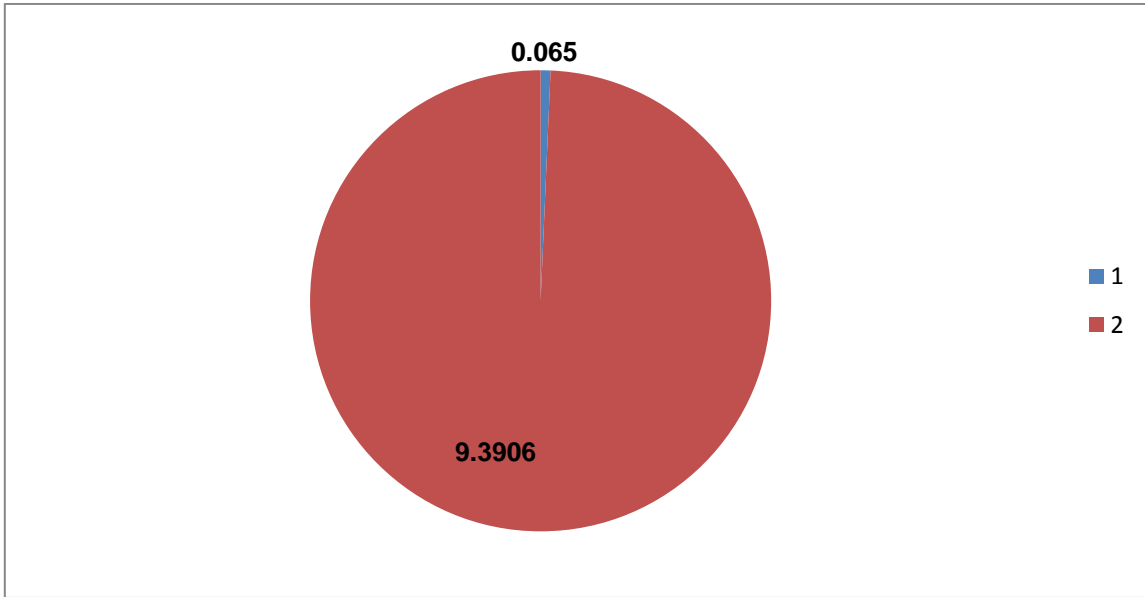
Tensión en la carga del ionómero de vidrio Fuji-Ortho LC (MPa) la Media fue 6.108480 Mpa. La Desviación estándar 2.5446643 la Mínima de 0.0650 la Máxima 9.3906 M



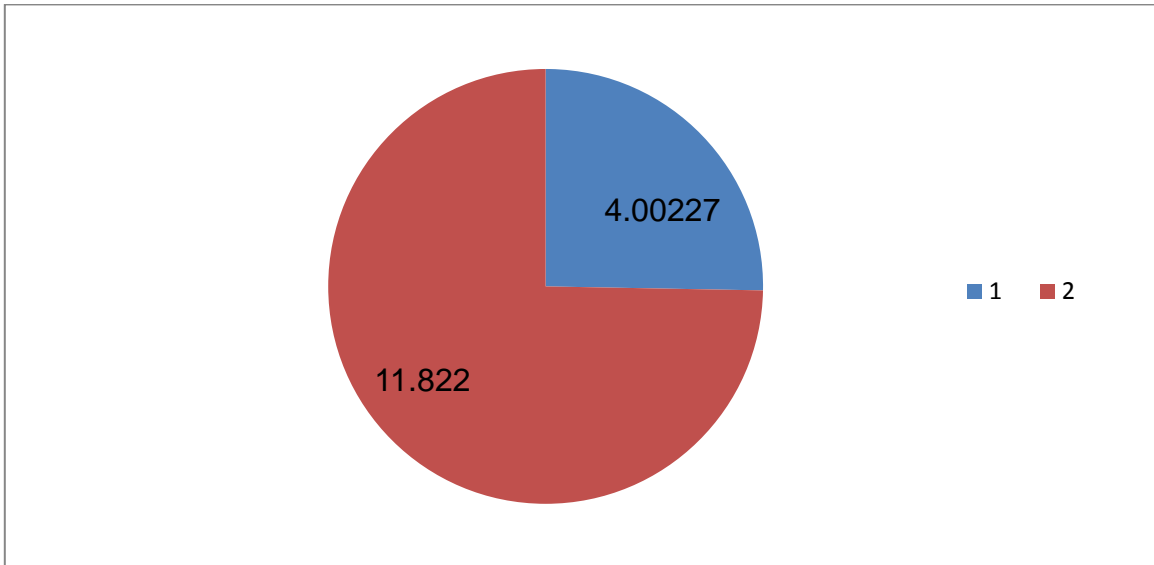
Carga máxima del ionómero de vidrio Fuji-Ortho LC. (Newtons) KN. La Media fue 0.069505 MPa. La Desviación estándar 0.0290032 MPa. La Mínima 0.0010 la Máxima 0.1071 MPa



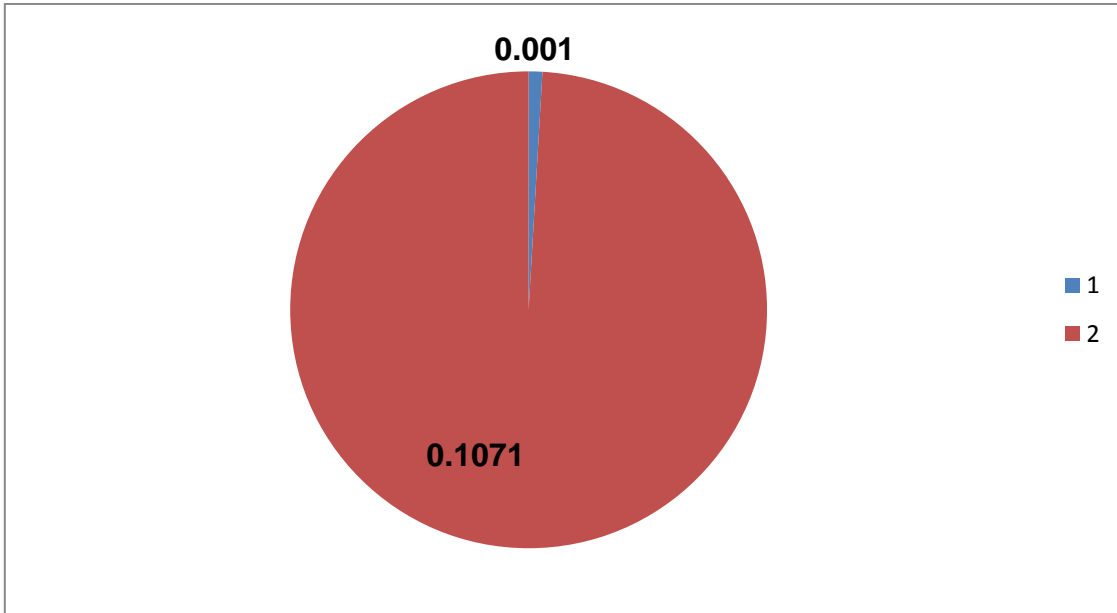
Carga máxima del Transbond XT (Newtons) KN. La Media fue 0.087060 MPa. La Desviación estándar 0.0237205 MPa. La Mínima 0.0462 MPa. La Máxima 0.1350



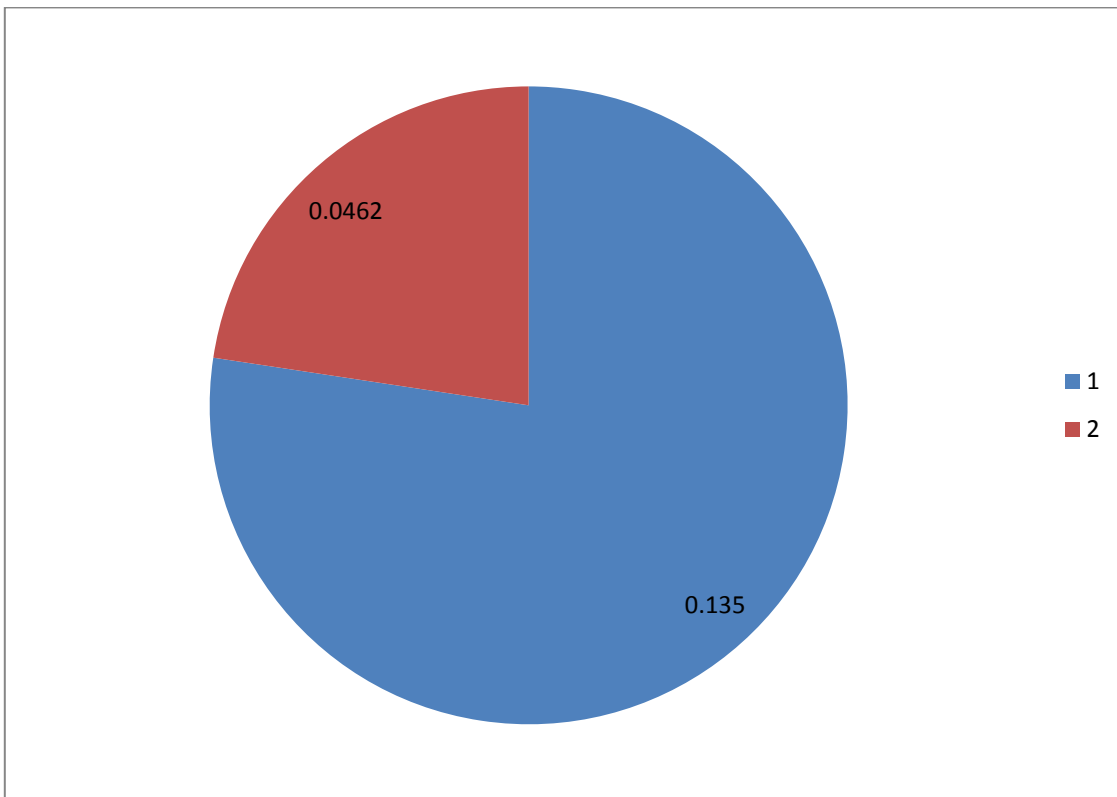
Tensión mínima 0.065 MPa. y máxima 9.3906 MPa del ionómero de vidrio Fuji-Ortho LC



Tensión mínima 4.00227 y máxima 11.822 MPa del Transbond XT



Carga mínima 0.001KN (Newtons) y máxima 0.1071KN (Newtons) del ionomero de vidrio Fuji Ortho LC (Newtons)KN



Carga mínima 0.0462KN (Newtons) y máxima 0.135KN (Newtons) de Transbond XT.

8. DISCUSIÓN

Las fuerzas dirigidas a los brackets en la boca, es una combinación de corte resistencia a la tracción y presión, actuando así las fuerzas de cizalla más frecuente.

Los sistemas de unión están expuestos a numerosos factores intraorales como la saliva, las fuerzas de masticación el abuso de los pacientes variable y a la mecanoterapia ortodoncica durante el tratamiento de ortodoncia completo. **Kevin L Pickett**.

La fuerza de unión al esmalte depende factores como el tipo de adhesivo, el diseño de la base del bracket, la morfología del esmalte, sistema de fuerzas del aparato y la técnica de ortodoncia.

Aunque el contacto directo de los brackets de ortodoncia ha mejorado dramáticamente la práctica clínica de ortodoncia, la contaminación de humedad sigue siendo un problema, especialmente cuando los dientes posteriores de unión y en los casos de los dientes expuestos quirúrgicamente

En estudios in vitro no son capaces de producir las mismas condiciones como las presentes en la cavidad oral.

Los diferentes materiales utilizados como agentes adhesivos, se comportan en forma distinta a la fuerza de cizallamiento provocada por la maquina universal instron. Este factor es importante a la hora de elegir un agente adhesivo para pegar brackets, sobre todo es importante seguir las recomendaciones de uso que nos dan los fabricantes de cada material. **(20)**.

Reynolds , sugiere que para un sistema adhesivo debe tener una resistencia in vitro de 5.9-7.8 MPa, necesaria para la practica ortodoncica y valores más altos de 9.7 MPa, puede conducir a fracturas de esmalte. **(21)**

De acuerdo con **Keith** señala que un rango aceptable para el bondeado de los brackets es de 3MPa. – a 5MPa lo que indica que cementar brackets con ionómero de vidrio es una buena opción en el tratamiento de ortodoncia.

El uso de la luz visible como métodos de polimerización para resinas favorece a aumentar la resistencia al cizallamiento el hecho de que al polimerizar en segundos (cuando se usa la luz halógena) preserva de la posible contaminación la zona de adhesión así como minimiza la probabilidad de accidentes que puedan mover el bracket antes que la unión consolide.

Se ha comprobado que el grabado ácido del esmalte antes de colocar el agente adhesivo incrementa la calidad de la unión agente adhesivo\esmalte por esta razón las resinas superan a los ionómeros en cuanto a la fuerza de adhesión.

Es importante seguir las recomendaciones de uso que nos dan los fabricantes de cada material.

El ionómero de vidrio (Fuji Ortho LC), al realizar la mezcla de sus componentes (polvo y líquido) requiere exactitud en la dosificación. **(22)**

9. CONCLUSIONES

Por los resultados y análisis de este estudio podemos concluir, que el agente adhesivo Transbond XT (3M Unitek), presenta mayor fuerza de desprendimiento que el ionomero de vidrio (Fuji Ortho LC).

El grabado acido utilizado en la resina Transbond XT incrementa la fuerza de desprendimiento.

Debemos de considerar que aunque las pruebas de adhesión in vitro son importantes en las evaluaciones iniciales de los sistemas adhesivos, pero además son necesarios estudios in vivo que corroboren los resultados obtenidos en el laboratorio.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. wilson in kent, Williams F ME, Adriszola M, Meneses A, Tuesta O. . cementos de ionomero vitreo modificados con resina como adhesivos de brackets ortodonticos. revista estomatol herediana. 2000;10(1-2):48-52.
2. Buonocore, Doron Harari IGaMR. shear bond strength of a new dental adhesive used to bond brackets to unetched enamel. european journal of orthodontics. 2002;24:519-23.
3. Newman G. adhesivos epoxi de ortodoncia para los archivos adjuntos. informe sobre la marcha. AMJORTHO. 2007:131- 243-7.
4. Eliades T. orthodontic materials research and applications; Part1.Current status and projected future developments in bonding and adhesives. amj orthod Dentofacial orthop. 2006;130:445-51.
5. toshiya endo. shear bond strenght rebonded with a fluoride-releasing and - recharging adhesive system. Angle Orthodontist. 2008;79(3):564 - 70.
6. Iacopino SRHRVDA. shear bond strength of orthodontic brackets bonded to provisional crown materials utilizing two different adhesives. angle orthodontist. 2008;79(4):784-9.
7. eugenia markovic b, ivana scean, dejan markovic vucoman jokanovic. bond strength of orthodontic adhesives. association of metalurgical engineers of serbia ames. 2008;23:611.311.
8. Bernardes MMPACdOREFSAMVdOLAA. shear bond Strength of brackets Bonded to enamel with a self-etching primer. angle orthodontist. 2007;79(1):133-7.
9. gabriella rosenbach jpec-n, silvio rosan oliveira, orlando chevitaese, marco antonio almeida. effect of enamel etching on tensile bond strength of brackets bonded in vivo with a resin-reinforced glass ionomer cement. angle orthodontist. 2007;77(1).
10. Warren. sEBAWOJLJJ. a self conditioner for resin-modified glass ionomers in bonding orthodontic brackets a self-aco. angle orthodontist. 2006;4(77):711-5.
11. Bishara MSJFLSE. shear bond strength of a new high fluoride release glass ionomer adhesive composite, glass ionomer adhesive. angle orthodontist. 2007;78(1):125-8.
12. Tamer turco EE-T, Devrim Isci. effects of self-etching on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. angle orthodontist. 2006;77(1):108-12.
13. syverud hzmboam. an in vitro comparison of the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement and a composite adhesive for bonding orthodontic brackets. the european journal of orthodontics. 2005;31(5):477-83.
14. Canteras. AVLBMRAJOM. a comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. angle orthodontist. 2004;75(1):109-13.
15. Consani; FLRSWTFNS. shear bond Strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer angle orthodontist. 2004;75(5):849-53.
16. Tecco. mdATTDDIGVFFFS. shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. angle orthodontist. 2003;75(3):410-5.

17. alemany c. la evolución de la adhesión a dentina. avances en estomatología. 2004;20(1):20-1:11-7.
18. Hidalgo-Lostanau. reaccion de la dentina a los sistemas adhesivos resinosos: aspectos biológicos relacionados y biodegradación de la capa híbrida. revista estomatol herediana. 2008;18(1):50-64.
19. Lendenman U. ivoclar vivadent investigacion y desarrollo adhesivos adheSE One. principado de liechtenstein; 2008.
20. Kevin L.Picket D, MS,Lionel Sadowsky,Alex Jacobson,Lacefield. orthodontic in vivo bond streng; comparison with in vitro results. angle orthodontist. 2000;71(2):141-8.
21. J.R.Reynolds. a review of direct orthodontic bonding. british journal of orthodontics 1975;2:171.
22. Keith K. Blalok JP. retention capacity of the bracket bases o new esthetic orthodontic brackets. amjournal of orthodontics and dentofacial orthopedic. 1995;107(6):596-603.

11. ANEXOS



Tabla 1 Muestra de cuarenta premolares



Tabla 2 Horno a una temperatura de 37°



Tabla 3 Máquina universal instron



Tabla 4 Cilindros de aluminio

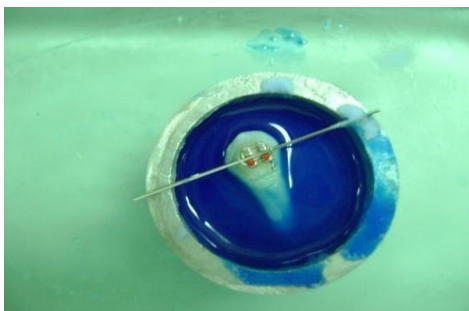


Tabla 5 Acrilico color azul para el Ionómero y verde para el Transbond

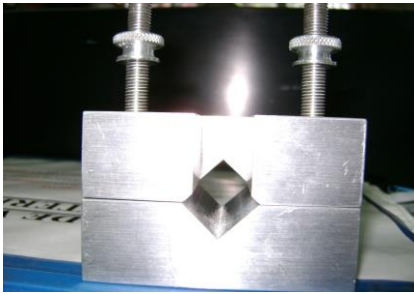


Tabla 6 Aditamento de sujeción de la máquina instron

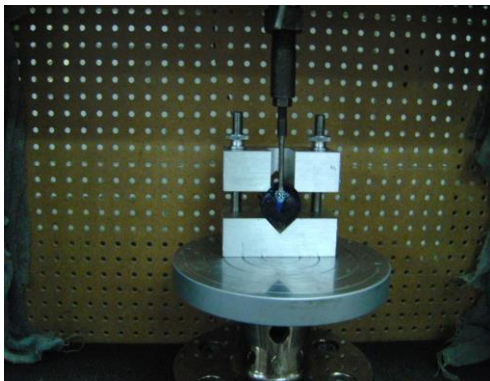


Tabla 7 Cuchilla biselada de la instron

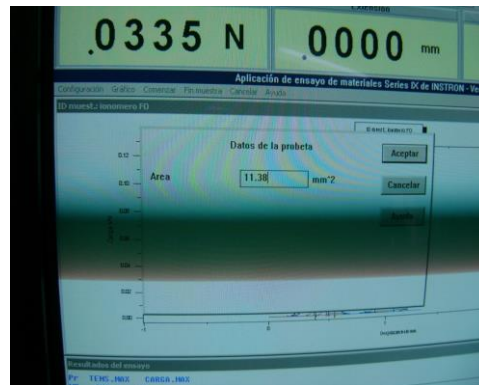


Tabla 8. Computadora de la máquina universal instron

