

MFN = 669

825000

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE ORTODONCIA

**RESISTENCIA DE UNION DE BRACKETS ORTODONCICOS
CEMENTADOS CON COMPOSITOS ORTODONCICOS DE AUTO Y
FOTOPOLIMERIZACION**

Nombre alumnos: Ximena Valderrama G.
Jessica Vallejos L.

Profesor Guía: Dr. Ricardo Voss Z.
Profesor colaborador: Dr. Eric Freeman M.

Trabajo de investigación
Requisito para optar al Título
de Cirujano Dentista



Valparaiso Chile
1994

Con mucho cariño a mis padres
y a Pablo.

Ximena.

A mis padres y hermanas, por
creer en mí, por su apoyo y su
especial amor.

Jéssica.

Agradecemos la gentileza de 3M Chile, quien ha realizado un valioso aporte en los materiales necesarios para el desarrollo de este seminario de tesis.

Agradecemos a Mentadent C, quien ha realizado un importante aporte al financiamiento de este seminario de tesis.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr Ricardo Voss Zuazola, profesor guía, por su desinteresada colaboración sin la cual no habría sido posible la realización del presente seminario de tesis.

- Al Dr. Eric Freeman Muñoz, profesor colaborador, por su gran calidad humana, sus invalorable consejos y su espíritu de crítica que verdaderamente nos guió en todo momento.

- Al Sr. Bernardo Mullers Friedeborn y al Sr. Manuel Tagle, profesores de Ingeniería civil mecánica. Al Depto de Ingeniería mecánica de la Universidad Católica de Valparaíso, por su desinteresada colaboración en la realización de las pruebas de laboratorio necesarias en este estudio.

- Al Sr. Claudio Wohl Galván, Ingeniero civil, por su colaboración en el análisis estadístico de los resultados.

Agradecemos muy sinceramente a todas aquellas personas que hicieron posible la realización de este seminario de tesis.

INDICE

	Pág.
INTRODUCCION	6
OBJETIVOS	8
MARCO TEORICO	9
Composición de composites.....	9
Clasificación de las resinas compuestas.....	10
1. Resinas compuestas de macropartícula.....	10
2. Resinas compuestas de micropartícula.....	11
3. Resinas compuestas híbridas.....	11
4. Resinas compuestas de partículas pequeñas.....	12
Sistemas de activación.....	12
1. Activación química.....	12
2. Activación por luz ultravioleta.....	13
3. Activación por luz visible o halógena.....	13
Ventajas y desventajas de resinas compuestas...	14
MATERIALES Y METODOS	21
RESULTADOS	26
Comparación de las medias muestrales.....	29
DISCUSION	31
CONCLUSIONES	35
SUGERENCIAS	36
RESUMEN	37
BIBLIOGRAFIA	38
ANEXO	41
Figuras 1 - 9	41-49

INTRODUCCION

La introducción de los sistemas adhesivos resinosos compuestos para la cementación de brackets ha permitido dejar atrás muchos problemas que conlleva el uso de bandas ortodóncicas. Algunos de estos problemas son: la necesidad de adaptar bandas ortodóncicas a cada diente, la irritación gingival por la dificultad de realizar una buena higiene oral, y problemas de descalcificación causado por la infiltración bajo las bandas. Por otro lado, disminuyeron bastantes los problemas estéticos causados por los aparatos ortodóncicos, además del ahorro de tiempo- sillón para el paciente y el operador.

El sistema de activación química de polimerización en los composites de cementación ha sido el más utilizado para la cementación de brackets. Sin embargo, estos sistemas presentan ciertas desventajas propias como son: la incorporación de poros a la masa de composite al realizar la mezcla de ambas pastas, el tiempo de trabajo limitado lo que dificulta la correcta ubicación de los brackets, y la necesidad de eliminar los excesos una vez terminada la polimerización. Debemos además considerar que al polimerizar simultáneamente resina y composite, se aumenta la resistencia de la interfase composite-esmalte, dejando así mayores residuos del material sobre el diente al retirar el bracket.

La utilización de composite de fotopolimerización ha permitido solucionar algunos de estos problemas. En primer lugar, se elimina la incorporación de poros al no requerir mezclar dos pastas. Además permite un tiempo de trabajo indefinido, facilitando tanto la

correcta ubicación de los brackets como la eliminación de los excesos de material.

Otra ventaja importante de los composites de fotopolimerización es la polimerización sucesiva de la resina sellante del grabado ácido y el composite de cementación. Esto teóricamente disminuiría la resistencia de la interfase composite-esmalte, facilitando el retiro de los brackets y dejando poco residuo del material en el diente.

El gran problema que se ha suscitado entre los ortodoncistas es que con este sistema de fotopolimerización la resistencia de la adhesión se ve disminuída. Esto se debe a que la interfase resina-bracket es poco resistente por la falta de difusión de luz por debajo del bracket, lo que no nos asegura una completa polimerización de la resina. Es por esto, que se han realizado diversos estudios para estandarizar la forma más correcta de polimerización, sin llegar aún a un concenso definitivo.

El propósito de este trabajo in vitro es comparar tres técnicas diferentes de polimerización de un composite de fotopolimerización (directa, por transiluminación dentaria y prepolimerizado en la base del bracket), para determinar en forma práctica cuál sistema y técnica ofrece mayor resistencia a las fuerzas de corte en la cementación directa de brackets, en comparación con un grupo control (composite de autopolimerización)

OBJETIVOS

1. Comparar la resistencia de unión de dos sistemas diferentes , uno de autopolimerización (Concise, 3M) y otro de fotopolimerización (Transbond, Unitek, 3M).
2. Analizar y comparar diferentes técnicas de fotopolimerización: directa, por transiluminación dentaria y prepolimerizado en la base del bracket, determinando cuál es la más efectiva en el cementado de brackets, en cuanto a su resistencia al desprendimiento.

MARCO TEORICO

Composición de los composites

Los composites son resinas compuestas en las que intervienen tres fases: una fase orgánica o matriz, una fase dispersa o carga inorgánica y un agente de enlace. A estos también se les agregan los estabilizadores de color, los inhibidores de la polimerización, los iniciadores de la polimerización y los elementos radiopacos. (Uribe-Echeverría, 1990)

La fase orgánica o matriz es un monómero híbrido conocido como partícula Bowen, que se obtiene al hacer reaccionar el bisfenol A con el metacrilato de glicidilo en una reacción de adición. La función de la matriz de BIS-GMA es unir las partículas de relleno entre sí. (Uribe-Echeverría, 1990)

La fase inorgánica o relleno tiene las funciones de mejorar las propiedades mecánicas de la matriz orgánica y disminuir la contracción de polimerización, contrarrestando el coeficiente de dilatación térmica y aumentando su dureza. Los composites contienen rellenos de cuarzo, sílice coloidal pirolíticos, cristales de silicio con bario y estroncio, silicato de aluminio y litio, e hidroxilapatita sintética. (Uribe-Echeverría, 1990)

Los agentes de unión más utilizados son los compuestos órgano-silanos, moléculas de doble polaridad que reaccionan con la superficie orgánica e inorgánica. Uno de los primeros agentes de unión utilizados fue el vinyl-xilano, pero por ser muy poco reactivo se reemplazó por el gamma-metacriloxipropiltrimetoxisilano

que proporciona una unión más resistente e hidrolíticamente más estable. (Uribe-Echeverría, 1990)

En los composites de autopolimerización se utilizan estabilizadores de color como benzofenonas, benzotiazoles y fenil-salicilatos, cuya finalidad es absorber la luz ultravioleta. (Uribe-Echeverría, 1990)

Como inhibidores de la polimerización son más usados el 4-metoxifenol y 2-4-6-triterciaributilfenol. (Uribe-Echeverría, 1990)

Clasificación de las resinas compuestas

Las resinas compuestas se clasifican desde el punto de vista del tipo de las partículas de relleno que poseen:

1. Resinas compuestas de macropartículas

El tamaño de las macropartículas va de 1-100 micrómetros. (Uribe-Echeverría, 1990)

Estas partículas les brindan a los composites las propiedades de mayor resistencia físico-mecánicas, reducción en la contracción de polimerización, una superficie irregular y un gran desprendimiento de partículas superficiales. (Uribe-Echeverría, 1990)

La principal desventaja de estas resinas que son utilizadas como material adhesivo en el cementado directo, es la dificultad para conseguir una superficie suave y tersa, como también su relativa

complejidad en el descementado. (Barrera y Urrutia, 1988)

2. Resinas compuestas de micropartículas

El tamaño promedio de estas partículas varía entre los 35-55 micrómetros. (Uribe-Echeverría, 1990)

El material de relleno utilizado es el dióxido de silicio. (Uribe-Echeverría, 1990)

Las propiedades que poseen estos composites son una buena textura superficial, estabilidad de color, poca capacidad de desgaste y permiten un buen pulido. (Uribe-Echeverría, 1990)

Con estas resinas se logran superficies más suaves obteniendo un menor acúmulo de placa bacteriana y de tinciones extrínsecas, disminuyendo así la descalcificación que se puede producir alrededor de la resina de cementación. (Uribe-Echeverría, 1990)

3. Resinas compuestas híbridas

Estos composites contienen partículas de macrorrelleno y de microrrelleno, de 1-15 micrómetros. (Uribe-Echeverría, 1990)

Esta mezcla de dos tamaños de relleno permite que se obtenga un composite con mayor resistencia al desgaste, una mínima pérdida de partículas superficiales, y un coeficiente de expansión térmica similar a los de macropartículas. Pero con dificultades de efectuar un buen pulido. (Uribe-Echeverría, 1990)

El porcentaje de relleno es de un 80 % proporcionando así una mayor resistencia. (Uribe-Echeverría, 1990)

4. Resinas compuestas de partículas pequeñas.

El tamaño promedio de estas partículas es de 3 micrómetros, oscilando entre los 0,5-6 micrómetros. (Uribe-Echeverría, 1990)

Estas resinas poseen buenas propiedades estéticas, ya que se puede obtener un buen pulido de ellas. Además presentan menor resistencia a la fractura, estabilidad de color y poco desprendimiento de partículas superficiales, lo que se traduce en un menor desgaste del material. (Uribe-Echeverría, 1990)

Sistemas de Activación.

La polimerización puede ser activada por medios químicos o físicos. Dentro de los medios físicos están la luz ultravioleta, la luz visible y el calor. (Uribe-Echeverría, 1990)

La estructura básica de la resina más un iniciador siempre dará lugar a la formación de radicales libres independiente del medio por el cual es activado. (Uribe-Echeverría, 1990)

1) Activación química.

El activador está incorporado a una de las pastas. (Barrera y Urrutia, 1988)

La polimerización es un resultado de la mezcla de una pasta base con una pasta catalizadora. (Barrera y Urrutia, 1988)

El fraguado del material es rápido, por lo tanto el tiempo de trabajo es limitado y no está determinado por el operador. (Barrera y Urrutia, 1988)

El iniciador es peróxido de benzoilo y el activador es la dimetil-paratoloudina, que es una amina terciaria que en algunas ocasiones es la causante del cambio de coloración del material.(Uribe-Echeverría, 1990)

2) Activación por luz ultravioleta.

El iniciador es el éter-metil-benzoico y el activador es la radiación ultravioleta, cuya longitud de onda oscila entre los 300 y 400 nanómetros, siendo entre los 361 y 365 nanómetros la absorción del iniciador.(Uribe-Echeverría, 1990)

3) Activación por luz visible o halógena o azul.

El iniciador es una diquetona, la canforoquinona, que es activada por la luz halógena con una longitud de onda de 470 nanómetros. (Uribe-Echeverría, 1990)

Al producirse la ruptura del doble enlace terminal de cada molécula de metacrilato, debido a la adición de radicales libres, se desencadena la reacción y el material adquiere una estructura tridimensional.(Uribe-Echeverría, 1990)

Ventajas y Desventajas de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas de autopolimerización no requieren una aparatología costosa para su utilización; como es el caso de las resinas compuestas de fotopolimerización, en que se necesita una lámpara de luz para iniciar la polimerización. (Barrera y Urrutia, 1988)

Desde que se mezclan las dos pastas de composite activado químicamente se inicia la polimerización, por lo tanto el tiempo de manipulación es corto, a diferencia de los composites de fotopolimerización en que la polimerización no se inicia hasta que no sea activada por la luz de la lámpara, por lo tanto su tiempo de trabajo es indefinido, y permite al ortodoncista corregir la posición del bracket sobre la superficie dentaria. (Uribe-Echeverría, 1990; Barrera y Urrutia 1988)

El hecho que los composites de fotopolimerización sean monocomponentes hace que no requieran ser espatulados, por lo que no se produce la incorporación de burbujas resultando un material más homogéneo que los composites de autopolimerización. Las porosidades afectan las propiedades ópticas y mecánicas finales de los composites de autopolimerización, ya que el aire incorporado al espatular la mezcla puede dificultar la polimerización en algunas zonas. (Uribe-Echeverría, 1990; Barrera y Urrutia 1988)

Dentro de los composites de fotopolimerización se obtiene una mayor profundidad de curado con los composites activados por luz halógena, siendo una profundidad de 1 a 2 milímetros; con los composites

activados por luz ultravioleta la profundidad de curado es de 0,5 a 1 milímetros. (Uribe-Echverría, 1990)

La posibilidad de penetración de la radiación es limitada y sólo deben colocarse y hacerse polimerizar capas de un par de milímetros. (Wang y Meng, 1992)

El tiempo de exposición de la luz ultravioleta en cada bracket es mayor (90 segundos) que con la luz halógena, cuyo tiempo de exposición oscila entre los 40 y 60 segundos. (Wang y Meng, 1992)

La transmisión de luz ultravioleta por parte del diente es pobre y deben utilizarse brackets plásticos o de base perforada. (Wang y Meng, 1992)

El dispositivo del cual emana la luz ultravioleta debe aproximarse lo más posible al material. (Wang y Meng, 1992)

Sin embargo la curabilidad y la penetración difusa de la luz halógena para la polimerización de la resina, bajo un bracket metálico o cerámico, son dudosos y cuestionables, porque las características y el espesor del material del bracket y de la resina pueden inhibir la penetración de la luz. (Wang y Meng, 1992)

El exceso de material de composite de fotopolimerización puede ser removido con una sonda antes de iniciar la polimerización, en cambio en los composites de autopolimerización el exceso de material solo puede ser removido con fresas una vez que ha polimerizado, corriéndose el riesgo de producir daño a la estructura dentaria. (Wang y Meng, 1992)

El peróxido de benzoilo produce el envejecimiento del composite activado químicamente en el tiempo, por lo tanto hay que conservarlo a bajas temperaturas. (Wang y Meng, 1992)

Cuando se utiliza composite de activación química en la cementación de brackets, hay que esperar un tiempo aproximado de 24 horas, para asegurar una completa polimerización antes de colocar los arcos, en cambio cuando se utiliza composite de fotopolimerización el término de la polimerización ocurre al cumplirse el tiempo de aplicación de la luz.

Los composites de fotopolimerización permiten que sólo se utilice una capa mínima de espesor, lo que brinda una mejor adaptabilidad del bracket a la superficie dentaria. Además, su consistencia evita el desplazamiento de los brackets antes de iniciar la polimerización. (Barrera y Urrutia, 1988)

La utilización de lámparas de luz halógena puede producir daño a la retina, por lo que se recomienda el uso de lentes protectores. (Barrera y Urrutia, 1988)

La radiación producida por el uso de lámparas de luz ultravioleta pueden causar con el tiempo cataratas seniles en el ojo humano. (Uribe-Echeverria, 1990 ; Barrera y Urrutia, 1988)

Se ha sugerido también que los componentes sin reaccionar del composite activado por luz visible podrían difundir a través del organismo y producir efectos citotóxicos. (Barrera y Urrutia, 1988)

En el sistema de autopolimerización la polimerización de la resina es simultánea a la del

composite. En cambio en el sistema de fotopolimerización la activación de la resina y del composite son sucesivas, fotopolimerizando primero la resina y en segundo lugar el composite. Por lo tanto, se cree que la resistencia de la interfase esmalte-resina es mayor en los sistemas de autopolimerización. (Joseph y Rossouw, 1990)

En el trabajo realizado por Schulz y colaboradores, demostraron que la mayoría de las fracturas de tres sistemas de resinas que compararon (Concise, Miradapt y Endur), ocurrían en la interfase bracket-resina para cualquiera de los tres sistemas resinosos; y la menor frecuencia la encontraron dentro de la misma resina. (Schulz y col., 1985)

La mayoría de las investigaciones in vitro han demostrado que es común que las fracturas ocurran en la interfase bracket-resina para brackets metálicos. Los resultados de O'Brien y colaboradores en una investigación in vitro con brackets metálicos y una resina experimental fotopolimerizable, no concordaron con los resultados anteriores, ya que observaron que el mayor porcentaje de fallas se encontraban en la interfase esmalte-resina. (O'Brien y col., 1989)

En cambio, trabajos realizados por Bradburn y colaboradores, concuerdan con las investigaciones de Schulz, en que la mayor frecuencia de fracturas ocurren en la interfase bracket-resina, utilizando materiales fotopolimerizables como Heliosit-orthodontic y Transbond, lo que podría deberse a la inhabilidad de la luz visible para polimerizar el material a través del bracket. (Bradburn y Pender, 1992; Schulz y col., 1985)

En el trabajo publicado por Joseph y Rossouw se analizó los sitios de fractura entre sistemas de fotopolimerización y varios sellantes de fisuras, observando que los sitios de fractura de los dientes con sellantes de fisuras se localizaron más en la interfase esmalte-resina. (Joseph y Rossouw, 1990)

El uso de composites de auto y fotopolimerización han sido analizados en diversos estudios. Así, tenemos el trabajo realizado por Bradburn y colaboradores, en el cual compararon la resistencia de unión de dos sistemas de fotopolimerización, como son Heliosit y Transbond, siendo este último el que otorga mayor resistencia. (Bradburn y Pender, 1992)

Andreasen y colaboradores encontraron que la resistencia de unión de la resina Heliosite con 40 segundos de exposición a la luz visible sometida a fuerzas de corte, tuvieron igual resistencia que la resina de autopolimerización Concise. Sin embargo, Heliosite con 20 segundos de exposición a la luz visible fue más débil que Concise. (Andreasen y col. 1984)

En el trabajo realizado por King y colaboradores encontraron que la resistencia de unión de las resinas de autopolimerización Concise y Right-on sometidas a fuerzas de corte y tracción, fueron mayores que las resistencias de las resinas de fotopolimerización Heliosite, Heliosite-orthodontic y Silix expuestas a la fuente de luz por 20, 40 o 60 segundos. (King y col., 1987)

También, Greenlaw y colaboradores descubrieron que, la resistencia de unión a las fuerzas de corte de la resina de fotopolimerización Heliomat fue solamente la

mitad que de la resina de curado químico Unite.
(Greenlaw y col., 1989)

Según los resultados anteriormente citados, la resistencia de unión a las fuerzas de corte y de tracción de las resinas de fotopolimerización, fue reconocida como igual o menor que la resistencia de las resinas de autopolimerización. Sin embargo, los descubrimientos de nuevos estudios demostraron que las resistencias de unión a fuerzas de tracción y de corte de la resina de fotopolimerización Transbond, fue la misma o aún mejor que de la resina de autopolimerización Concise. Las diferencias encontradas fueron atribuidas al uso de un material fotopolimerizable distinto a los anteriormente usados, y a la selección diferente de pruebas de materiales las cuales son más exactos. (Wang y Meng, 1992)

En cuanto a diferentes métodos de polimerización, Wang y Meng también determinaron que el tiempo óptimo para la resina Transbond de exposición a la luz era de 40 segundos y que aumentar el tiempo de exposición no incrementaba la resistencia de unión a la resina.
(Wang y Meng, 1992)

La transiluminación dentaria es otra técnica de polimerización para cementar brackets, y consiste en aplicar la luz halógena a través de la estructura dentaria. Estudios in vitro realizados en 1979, concluyeron que la estructura dentaria transmitía muy bien la luz halógena , y se obtuvieron mejores resultados con los materiales de fotopolimerización que con los de autopolimerización. (Travas y Watts, 1979; Bradburn y Pender, 1992)

Forsten también midió la profundidad de polimerización de la luz halógena, y encontró que con la técnica de transiluminación dentaria se reducía en una tercera parte esta profundidad de polimerización en comparación con la técnica de iluminación directa, porque con la técnica de transiluminación dentaria la luz halógena viajaba a través de un espesor considerable de esmalte y dentina. (Forsten, 1984)

Materiales de cementación ortodóncica fotopolimerizada por transiluminación, aún con tiempos de exposición largos, no resultó en igual grado de polimerización que el obtenido por iluminación directa. Esto es aplicable ciertamente a materiales capaces de penetrar en la malla retentiva de la base del bracket. (Bradburn y Pender, 1992)

Por último, en estudios realizados por Bradburn y colaboradores se comparó Transbond y Heliosite orthodontic prepolimerizados en las bases de los brackets, finalizando la polimerización en forma directa al ser ubicados en la superficie dentaria. Encontraron que Transbond prepolimerizado en la base del bracket tuvo la máxima resistencia de unión, y se pensó que las fallas que se observaron en el cementado directo de brackets se debe en gran parte a la falta de polimerización de las resinas bajo el bracket. Es por esto, que es importante determinar cuál es la forma más efectiva de lograr la total polimerización de la resina bajo el bracket al ser cementado. (Bradburn y Pender, 1992)

MATERIALES Y METODOS

Para el cementado de brackets se utilizaron dos sistemas de adhesivos ortodóncicos distintos, uno de ellos fue Concise (3M), y el otro, Transbond (Unitek, 3M). (Ver figuras 1 y 2 en el anexo, págs. 41-42.)

Concise es una resina convencional de autopolimerización y de macrorrelleno. Concise contiene cerca de un 75 % de material inorgánico. Este material inorgánico corresponde a partículas de cuarzo químicamente unidas a una resina aglutinante.

Concise ofrece una reducida contracción de polimerización y un bajo coeficiente de expansión térmico lineal, lo que disminuye su potencial de infiltración marginal. Además es uno de los adhesivos ortodóncicos más utilizados en el cementado directo de brackets, ya que es el que ofrece una mayor resistencia a fuerzas de corte y de tracción dentro de los composites de autopolimerización. (Schulz y col., 1985)

Transbond es un composite de micropartícula que contiene un relleno híbrido de sílice. El tamaño de la partícula común es de tres micrones y la carga de relleno es aproximadamente un 82 % . Para este sistema activado por luz blanca, una diquetona es usada en conjunto a una amina orgánica. La diquetona absorbe la luz en el rango de 420-450 nanómetros; y un estado de triple excitación es producido, que junto con la amina, produce radicales iónicos para la iniciación de la polimerización. (Bradburn y Pender, 1992)

Los brackets utilizados en este estudio in vitro fueron Edgewise estándar 0,018 tipo Dyna-Lock de Unitek, 3M. Estos brackets tienen un sistema de trabazón en base a un tipo de indentaciones en su base. Reynolds y Fraunhofer reportaron en un estudio que este tipo de brackets proporcionaban una mayor fuerza de unión en comparación con brackets que tienen una base metálica perforada. Esto se debe a que el adhesivo tiene una gran área de superficie en que se traba con tales indentaciones. (Reynolds y Fraunhofer, 1976)

Para este estudio se utilizaron 80 premolares superiores humanos sanos extraídos por indicación ortodóncica. Se conservaron en suero fisiológico para evitar su deshidratación.

. Luego, a todos los premolares se les seccionó transversalmente los dos tercios apicales de sus raíces.

Se limpiaron con piedra pómez, y se lavaron con agua a chorro y se secaron con aire seco.

Se realizó el grabado ácido en la cara vestibular de la corona, utilizando para esto ácido ortofosfórico líquido al 37 %, por un tiempo de 15 segundos.

Se utilizó el tiempo de 15 segundos para realizar el grabado ácido porque estudios realizados por Surmont y col. , Legler y col. , Britton y col. , encontraron que no existía variación en la resistencia de cementado de brackets en superficies de esmalte grabadas por 15 o 60 segundos. Estos investigadores comprobaron que se podía lograr una excelente resistencia de cementado con un reducido tiempo de grabado ácido. Por otra parte, el

grabado ácido del esmalte por 15 segundos es un procedimiento más conservador, porque es disuelto menos esmalte. (Surmont y col., 1992: Cartensen, 1986)

Posteriormente se lavaron los premolares con agua a chorro y se secaron bien con aire seco.

Los 80 premolares se separaron en cuatro grupos de veinte dientes cada uno nominados A, B, C, D.

En el grupo A se cementaron 20 brackets sobre la cara vestibular de los premolares con el adhesivo Concise según las indicaciones del fabricante, previa colocación de la resina.

A los grupos B, C y D se les aplicó la resina Transbond, polimerizándola por 20 segundos según indicación del fabricante.

En el grupo B se cementaron 20 brackets sobre la cara vestibular de los premolares utilizando el adhesivo Transbond y la técnica de cementación directa, que consiste en aplicar la luz halógena 20 segundos por incisal y 20 segundos por cervical del bracket.

En el grupo C se cementaron 20 brackets sobre la cara vestibular de los premolares utilizando el adhesivo Transbond y la técnica de cementación por transiluminación dentaria, que consiste en aplicar la luz halógena a través del diente con un ángulo de 45° desde oclusal por 40 segundos.

En el grupo D se cementaron 20 brackets sobre la cara vestibular de los premolares utilizando el adhesivo Transbond y la técnica de cementación de prepolimerización, la cual consiste en aplicar una

delgada capa de adhesivo sobre las indentaciones de los base del bracket polimerizándola por 10 segundos. Luego se agrega adhesivo sobre la base del bracket y se cementa sobre la cara vestibular, aplicando la luz halógena 20 segundos por cervical y 20 segundos por incisal del bracket.

En todos los dientes se procuró antes de polimerizar el adhesivo, eliminar todo exceso de composite alrededor del bracket con un instrumento con filo.

A continuación se procedió a montar los dientes en tubos de P.V.C. de media pulgada de diámetro, con yeso piedra. Los dientes se montaron con la cara vestibular tangencial a la superficie del yeso, dejando al descubierto esta cara donde estaba cementado el bracket. (Ver figuras 3 y 4 en el anexo, págs. 43-44.)

Una vez montados los dientes se llevaron a cabo las mediciones de resistencia de corte en cada grupo. Para esto se utilizó una máquina de ensayo de tracción hidráulica Schopper (industria alemana), utilizando una velocidad de tracción constante de 0,2 mm/seg. (Ver figuras 5 y 6 en el anexo, págs. 45-46.)

Para la tracción del bracket se utilizó un alambre de acero inoxidable de 0,020 pulgadas, que se enganchaba debajo de las aletas del bracket. (Ver figura 7 en el anexo, pág. 47).

Se midió la fuerza a la cual se produjo el desprendimiento de cada bracket, expresada en Kg. (Ver figuras 8 y 9 en el anexo, págs. 48-49.) Esto posteriormente se convirtió a valores de esfuerzo expresados en MN/mts y se tabularon los resultados.

RESULTADOS

Los resultados de los ensayos de tracción para los cuatro grupos analizados se resumen en la siguiente tabla:

TABLA DE RESULTADO DE ENSAYOS				
N° Observación	Grupo A F(MN/mt2)	Grupo B F(MN/mt2)	Grupo C F(MN/mt2)	Grupo D F(MN/mt2)
1	10,33	10,29	8,90	12,61
3	6,20	13,51	8,53	14,57
4	13,23	7,02	5,14	13,67
5	13,35	11,96	8,77	13,06
6	19,19	12,08	5,34	14,70
7	11,84	14,00	7,30	13,72
8	8,86	14,33	8,90	7,22
9	16,25	14,00	9,47	12,29
10	9,43	9,55	11,35	16,17
11	8,53	11,72	5,10	9,80
12	19,27	6,69	10,69	15,39
13	10,69	10,20	7,84	12,20
14	19,60	8,45	9,39	14,12
15	20,66	15,14	11,67	13,27
16	11,92	13,96	6,81	7,30
17	16,21	8,45	12,61	15,14
18	12,70	7,47	9,96	12,08
19	13,88	14,78	7,35	16,29
20	11,27	14,41	12,82	15,19

Con los datos obtenidos de la tabla se calculará el valor de los estimadores Promedio muestral (\bar{x}), Varianza muestral (s^2) y Desviación estándar muestral (s) para cada grupo. Los resultados se muestran en el cuadro siguiente:

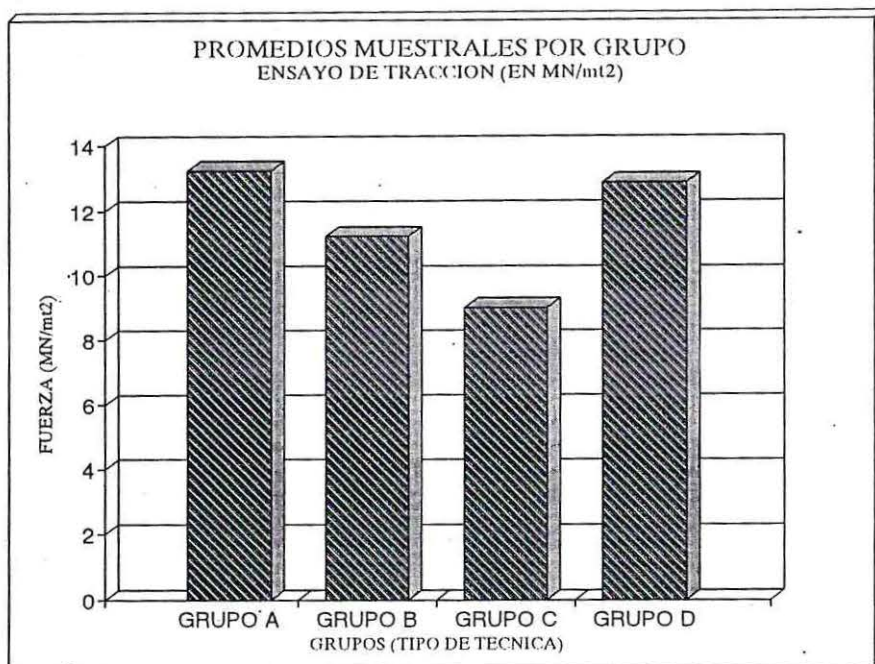
	GRUPO A	GRUPO B	GRUPO C	GRUPO D
PROMEDIO MUESTRAL	13,2220	11,1945	8,9825	12,8395
DESV.EST.MUESTRAL	4,2022	3,1438	2,4384	2,8477

Las tendencias generales son:

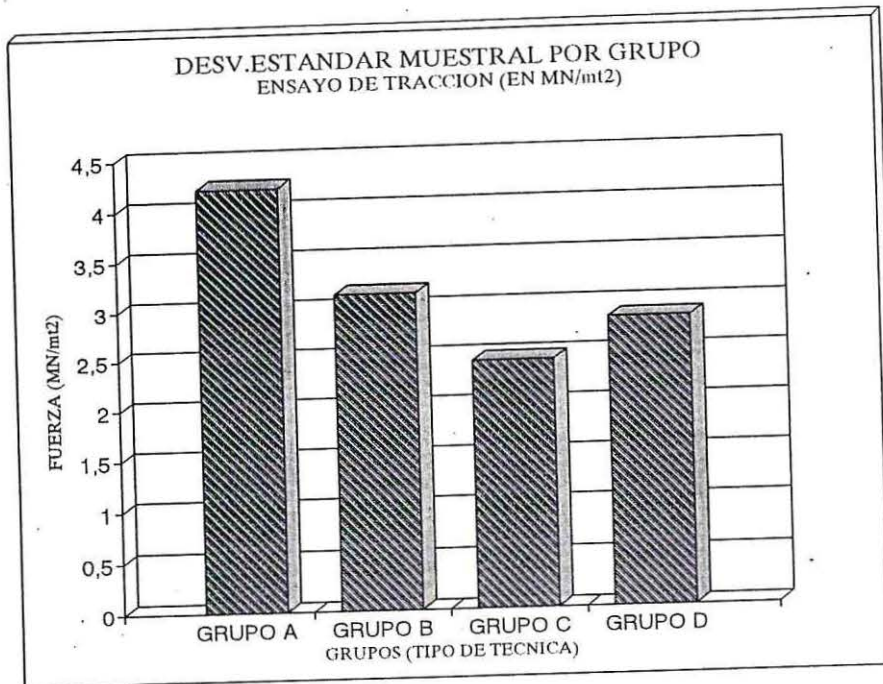
- Una notable diferencia en el promedio del grupo C y el resto de los grupos.

- Menores Varianzas Muestrales también para el grupo C.

A continuación se muestran los siguientes gráficos:



Se observa que el grupo A presenta un promedio de resistencia a la tracción mayor que los grupos restantes. Esto nos estaría indicando que presenta mejores resultados el grupo Concise que cualquiera de los grupos con técnica Transbond (técnica directa, técnica por transiluminación dentaria y Técnica prepolimerizado).



El hecho que el grupo A tenga la mayor desviación estándar, nos indica que pese a obtener el mejor promedio de resistencia, la muestra presenta una mayor dispersión en los resultados.

Comparación de las medias muestrales

Las medias muestrales de los cuatro grupos fueron comparadas utilizando la distribución llamada "t de student", con un nivel de confianza del 95 % ($\alpha = 0,05$) con 38 grados de libertad ($t_{38;0,95} = 1,684$), para toda las comparaciones realizadas.

Al comparar el grupo Concise con las tres técnicas diferentes de polimerización con Transbond, se evidenció que Concise fue superior a Transbond con técnica directa ($T= 1,77$), y que Transbond con técnica por transiluminación dentaria ($T= 4,002$). En cambio no se pudo evidenciar si Concise-técnica directa era mejor que Transbond-técnica prepolimerizada ($T= 0,343$).

En relación a la comparación realizada entre las diferentes técnicas de polimerización con Transbond (directa, transiluminación dentaria y prepolimerizado en la base del bracket) , se observó que los resultados obtenidos fueron estadísticamente significativos. Así tenemos que Transbond- técnica prepolimerizado demostró ser superior a los grupos Transbond-técnica directa ($T=1,785$) y Transbond-técnica por transiluminación dentaria ($T=4,723$). Además el grupo Transbond técnica por transiluminación dentaria otorgó menor resistencia a la tracción que el grupo Transbond-técnica directa ($T=2,549$).

Finalmente con el estudio estadístico que se realizó se observó que, los grupos Concise y Transbond-técnica prepolimerizada entregaron los mejores resultados de resistencia a la tracción , existiendo una leve diferencia entre los promedios muestrales de ambos grupos y una mayor desviación estándar en el grupo Concise.

Aunque no es el propósito de esta investigación, se observó que el gran porcentaje de fractura se produjo en la interfase resina-esmalte. (Ver figura 9 en el anexo.)

DISCUSION.

Travas y Watts determinaron que se obtenían altas resistencias de unión con la prepolimerización de la resina en la base de los brackets, ya que con una cuidadosa aplicación del material en la base del bracket, puede evitarse el atrapamiento de aire y sus posibles secuelas. (Travas y Watts, 1984)

La presencia del oxígeno puede influir en la polimerización al entrar en contacto con el radical libre. El aire atrapado detrás de la malla metálica de la base del bracket puede afectar significativamente la polimerización del adhesivo, disminuyendo la resistencia de unión entre la malla y el composite. (Barnes, 1945).

La inhibición producida por el oxígeno da por resultado la presencia de una película no polimerizable que consiste en un monómero catalizador (Finger y Vorgensen, 1976 ; Zachrisson y col., 1979)

La polimerización consecutiva con aplicaciones directas de la fuente de luz, asegura una polimerización completa de la resina que va detrás de las identaciones de la base del bracket, produciendo una alta resistencia de cementado al esmalte.

McKay investigó el efecto del espesor del adhesivo en la resistencia de unión del composite de autopolimerización Concise, y concluyó que el aumento del espesor del adhesivo sobre los 0,5 mm. no tenía un efecto significativo en la resistencia de unión realizada. (McKay, 1988)

La colocación de delgadas capas del material en las identaciones y prepolimerizadas, no aumenta significativamente el espesor del sandwich bracket-composite y resulta en un aumento de la resistencia de unión.

Por estas razones se ha discutido el prepolimerizado en la base del bracket con materiales fotopolimerizables, ya que pareciera no tener aplicación comercial.

El prepolimerizar con Transbond puede proveer de una resistencia de unión excesiva a la requerida en una situación terapéutica, además de realizarlo clínicamente puede consumir tiempo, y probablemente el costo efectivo no es el adecuado en una práctica activa. (Bradburn y Pender, 1992)

Wang y Meng reportaron que la resistencia de unión a la tracción de la resina de fotopolimerización Transbond, fue la misma o aún mejor que la resistencia de unión de la resina de autopolimerización Concise. (Wang y Meng, 1992)

Según los resultados obtenidos en este estudio, Concise demostró tener el promedio más alto de resistencia de unión, pero presentó la mayor desviación estándar, lo que significa que hubo una mayor dispersión de los resultados. Esto lo hace menos confiable que el Transbond-prepolimerizado, cuyo promedio fue levemente inferior al obtenido por Concise, pero cuya desviación estándar fue más pequeña, haciéndolo un material más confiable clínicamente.

Al comparar ambos materiales, Concise y Transbond prepolimerizado, no se puede determinar cuál ofrece una resistencia de unión mayor, ya que estadísticamente no se pudo demostrar cuál ofreció mejores resultados.

Por otro lado, se obtuvo una notable superioridad en la resistencia de unión del Concise sobre el Transbond-técnica directa y Transbond-técnica por transiluminación dentaria.

El bajo promedio de resistencia de unión obtenido en la técnica por transiluminación dentaria se atribuyó a una polimerización incompleta bajo la base del bracket. Esto se debe a que la profundidad de polimerización se reduce en un tercio al proyectar la luz a través de la estructura dentaria.

Con la técnica directa se obtuvo un resultado más favorable que con la técnica por transiluminación dentaria, ya que al aplicar la luz directamente sobre el bracket se obtiene una mejor polimerización del material que a través del diente. Sin embargo, resultados superiores se observaron con la técnica de prepolimerización, ya que con ésta se asegura una completa polimerización de la resina atrapada en las indentaciones de la base del bracket.

Una de las ventajas del material fotopolimerizable frente al de autopolimerización, es que el primero permite un mayor tiempo para ubicar correctamente el bracket sobre la superficie dentaria, lo que es muy ventajoso para su uso clínico. Además la baja viscosidad que presentan los materiales fotopolimerizables permiten una menor resistencia del desplazamiento del bracket sobre la superficie dentaria.

Se puede atribuir la gran dispersión obtenida en los resultados con Concise, a la incorporación de burbujas de aire al mezclar las dos pastas del material, lo que se traduce en una menor homogeneidad de la pasta, y por lo tanto una menor resistencia de unión que no puede ser controlada por el operador.

El gran porcentaje de fractura obtenido en la interfase esmalte-resina se atribuyó a que las indentaciones presentes en las bases de los brackets, brindaron una mejor retención del material. Esta situación es favorable clínicamente, ya que facilita la limpieza del esmalte dentario al descementar el bracket.

CONCLUSIONES

Transbond prepolimerizado al ser comparado con Concise obtuvo un promedio levemente menor, y una desviación estándar menor. La utilización clínica de Transbond prepolimerizado en la base del bracket brindaría una resistencia de unión bastante confiable.

Prepolimerizar el composite en la base del bracket, aumenta significativamente la resistencia de unión, en comparación a las técnicas directa y por transiluminación dentaria, porque se asegura una polimerización más completa de la resina.

Las técnicas de polimerización de Transbond directa y por transiluminación, demostraron tener una resistencia de unión menor a la obtenida con Concise, lo que hace a ambas técnicas, no confiables para uso clínico.

SUGERENCIAS

Debido a que en este estudio estadísticamente no se encontró evidencia significativa con respecto a cuál sistema de resina (Concise o Transbond técnica prepolimerizada en la base del bracket) ofrece mayor resistencia, sugerimos realizar un estudio adicional con un mayor número de muestras.

Aunque, no era uno de los objetivos de este estudio analizar el sitio de fractura, macroscópicamente se observó que en un altísimo porcentaje, éste se ubicó en la interfase esmalte-resina. Esto se contrapone con resultados entregados por otros autores (Bradburn, Pender, 1992; Shulz y colab., 1985).

Esto podría atribuirse, al sistema especial de retención en la base del bracket usado en este estudio, por lo cual para confirmar esta hipótesis, debería realizarse una nueva investigación comparando distintos sistemas de retención de brackets.

RESUMEN

Se efectuaron pruebas "in vitro" sobre premolares humanos extraídos por indicación ortodóncica, para realizar un estudio comparativo de la resistencia de unión al corte de brackets ortodóncicos cementados con tres técnicas distintas de fotopolimerización de la resina Transbond (directa, por transiluminación dentaria y prepolimerizado en la base del bracket), en relación a un grupo control en el cual se utilizó la resina de autopolimerización Concise.

El análisis estadístico de los resultados obtenidos demostró que el cementado con resina Transbond, técnica prepolimerizado en la base del bracket, logró una mayor resistencia de unión que la técnica directa y por transiluminación dentaria, siendo esta última la que ofrece una menor resistencia de unión.

A través del análisis estadístico no se encontraron resultados que demostraran una diferencia entre Concise y Transbond prepolimerizado en la base del bracket, por lo que no se podría establecer cuál es el que ofrece una mayor resistencia. No obstante se demostró que Transbond prepolimerizado es más confiable clínicamente, debido a que los resultados mostraron tener un rango de dispersión menor (2,78).

BIBLIOGRAFIA

Andreasen, G.F.; Chan, K.C.; and Fahl; J.A. (1984): Shear strength comparison of autopolymerizing and light cured resins used for orthodontic bonding. Quintessence Int. 55: 574-578.

Barnes, C.E. (1945): Mechanism of vinyl polimerization: The role of oxygen. J. Am. Chem. Soc. 67: 217-220.

Barrera, M. ; y Urrutia, H. (1988): Análisis in vitro de la resistencia mecánica de resinas de autocurado y de fotocurado usadas en la cementación de brackets. Rev. Chil. Ortoncia 5 : 88-100.

Bradburn, G; and Pender, N. (1992) : An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 102: 418-424.

Carstensen, W. (1986): Clinical results after direct bonding of brackets using shorter etching times . Am. J. Orthod. 89: 70-72.

Finger W. ; Vorgensen, K.D. (1976): Polymerization inhibition dwitch sawerstoff bei komposit füllungsmaterilien and schimeizuer siegiern. Schweiz Monatschr, Zahnheilkd 86: 812-824.

Forsten. L. (1984): Curing depth of visible light activated composites. Acta Odontlog. Sca 42: 22-28.

Greenlaw, R.; Way, D. C. ; and Galil, K. A. (1989) : An in vitro evaluation of a visible light-cured resin

as an alternative to conventional resin bonding system.
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 96: 214-320.

Joseph, U. P. ; and Rossouw, P. E. (1990) : The shear bond strengths of stainless steel orthodontic brackets bonded to teeth with orthodontic composite resin and various fissure sealants. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 98 : 66-71.

King, I.; Smith, R. T.; and Behrents; R. G. (1987) : Bond strengths of light orthodontic brackets bonded with light-cured composite resins cured by transillumination. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 91 : 312-315.

Knoll, M.; Gwinnett, A. J.; and Wolff, M. S. (1986) : Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. Am. J. Orthod. 89 : 476-479.

McKay, F. A. (1988) : The effect of adhesive thickness on the shear and tensile bond strength of Concise. British Orthodontic Conference. Glasgow.

O'Brien, K. D.; Read, M. J. F.; Sandison, R. J.; and Robert, C. T. (1989) : A visible light-activated direct-bonding material : An in vitro comparative study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 95: 348-351.

Reynolds, I.R.; Von Fraunhofer, J.A. (1976): Direct bonding of orthodontic attachments to teeth. The relation of adhesive bond strength to gauge mesh size. Br. J. Orthod. 3: 91-95.

Schulz, R.P.; Mayhew, R.B.; Oesterle, L.J. ; and, Pierson, W.P. (1985): Bond strengths of three resin

systems used with brackets and embedded wire attachments. Am. J. Orthod. 87: 75-80.

Surmont, P.; Dermaut, L.; Martens, L.; and Moors, M. (1992) : Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: An in vitro study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 5: 414-419.

Travas, M.A. ; Watts, D.C. (1979): Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: An in vitro study . Br. J. Orthod. 6: 207-208.

Travas, M.A.; Watts, D.C. (1984): A visible light activated direct bonding material: An in vitro comparative study. Br. J. Orthod. 11: 33-37.

Uribe- Echeverría, J (1990), Sistemas resinosos compuestos. Operatoria dental ciencia y práctica. Madrid: Ediciones avances, pp. 207-215.

Wang, W.N.; and Meng, C.L. (1992): A study of bond strength light- and self- cured orthodontic resin. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 101: 350-354.

Zachrisson, B. U.; Heimgard, E. ; Ryyter, I.E.; and Mjör, I.A. (1979): Problems with sealants for bracket bonding. Am. J. Orthod. 75: 641-649.

A N E X O

Figura 1 : Set de Concise (3 M), sistema adhesivo ortodóncico de autopólimerización.



Figura 2 : Set de Transbond (Unitek, 3 M), sistema adhesivo ortodóncico de fotopolimerización.

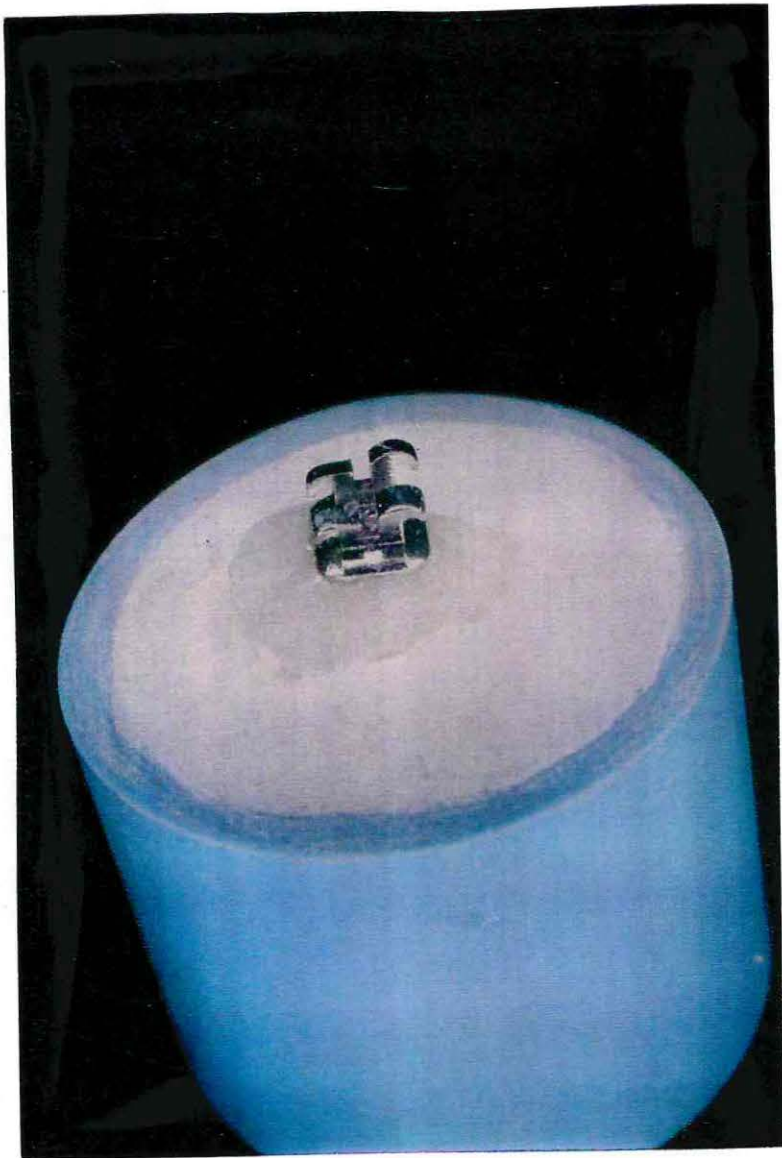
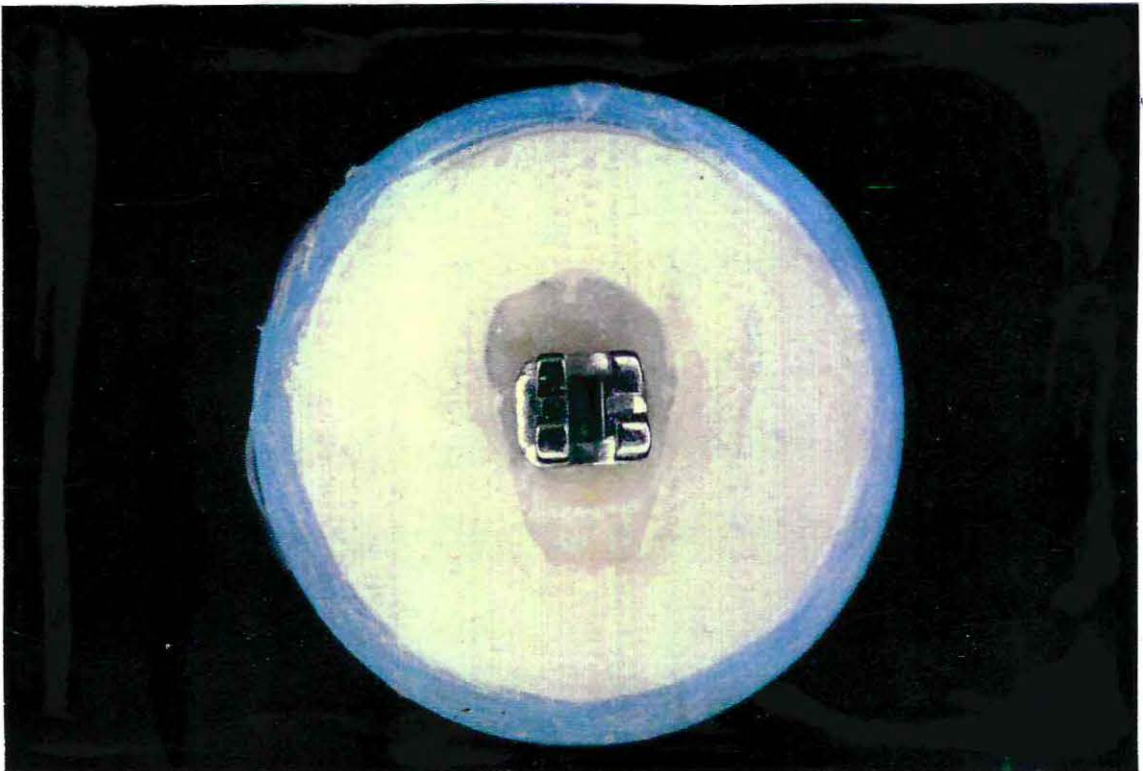


Figura 3.



Figuras 3 y 4 : Cuerpo de prueba en el cual un premolar humano se le cementó un bracket ortodóncico mediante el sistema adhesivo de elección, y posteriormente es montado en un tubo de P.V.C. con yeso piedra.

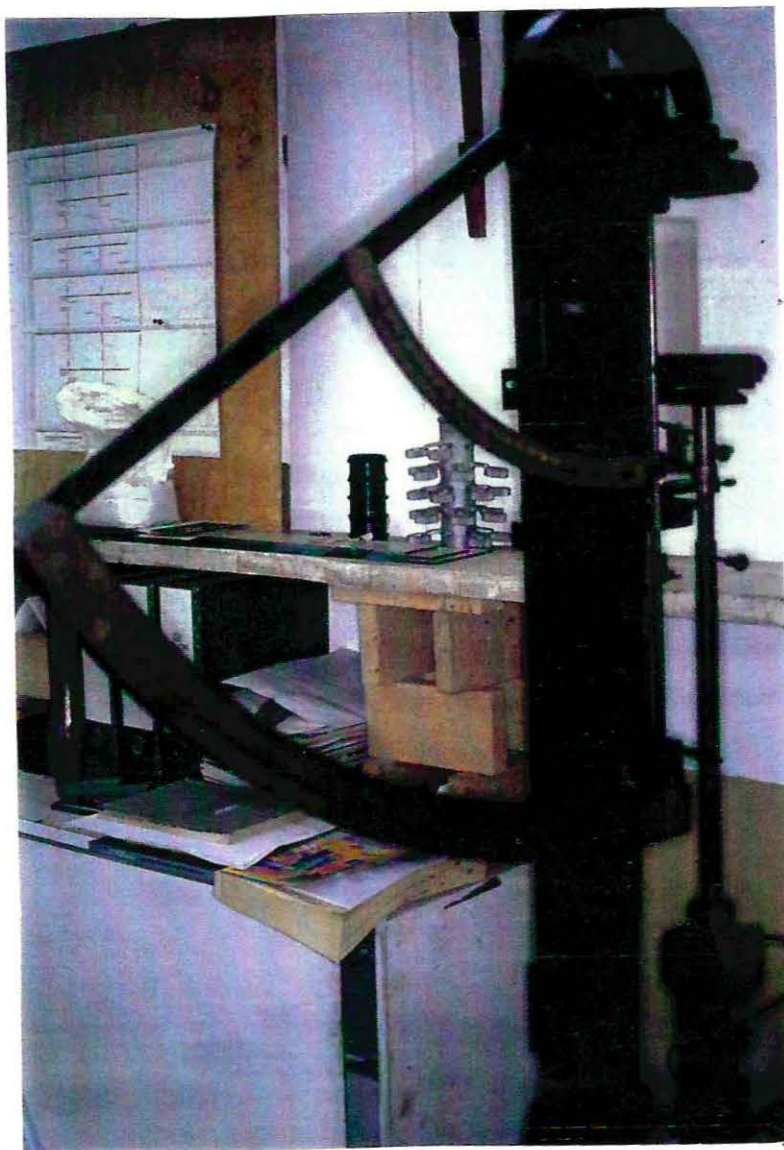


Figura 5 : Máquina de ensayo de tracción hidráulica Schopper (industria alemana).



Figura 6 : Vista del troquel experimental montado en la máquina de ensayo de tracción hidráulica Schopper.

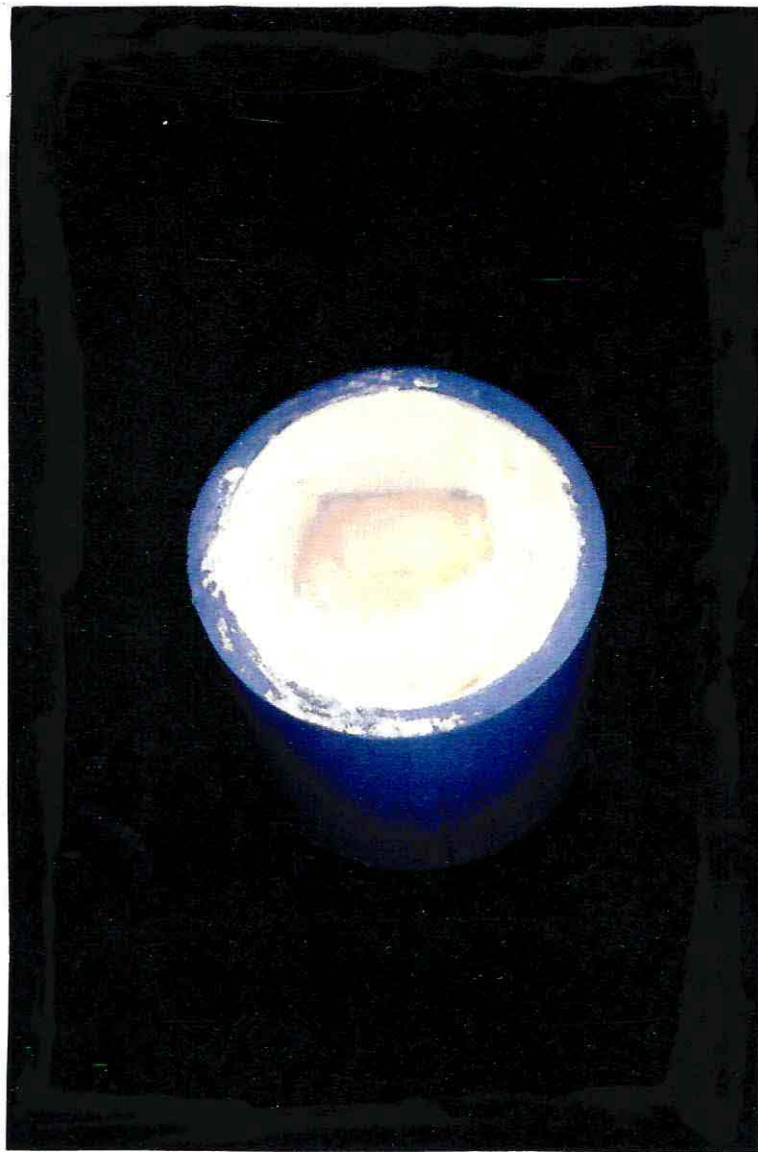


Figura 8 : Vista frontal del troquel en que se aprecia la zona de donde se desprendió el bracket.

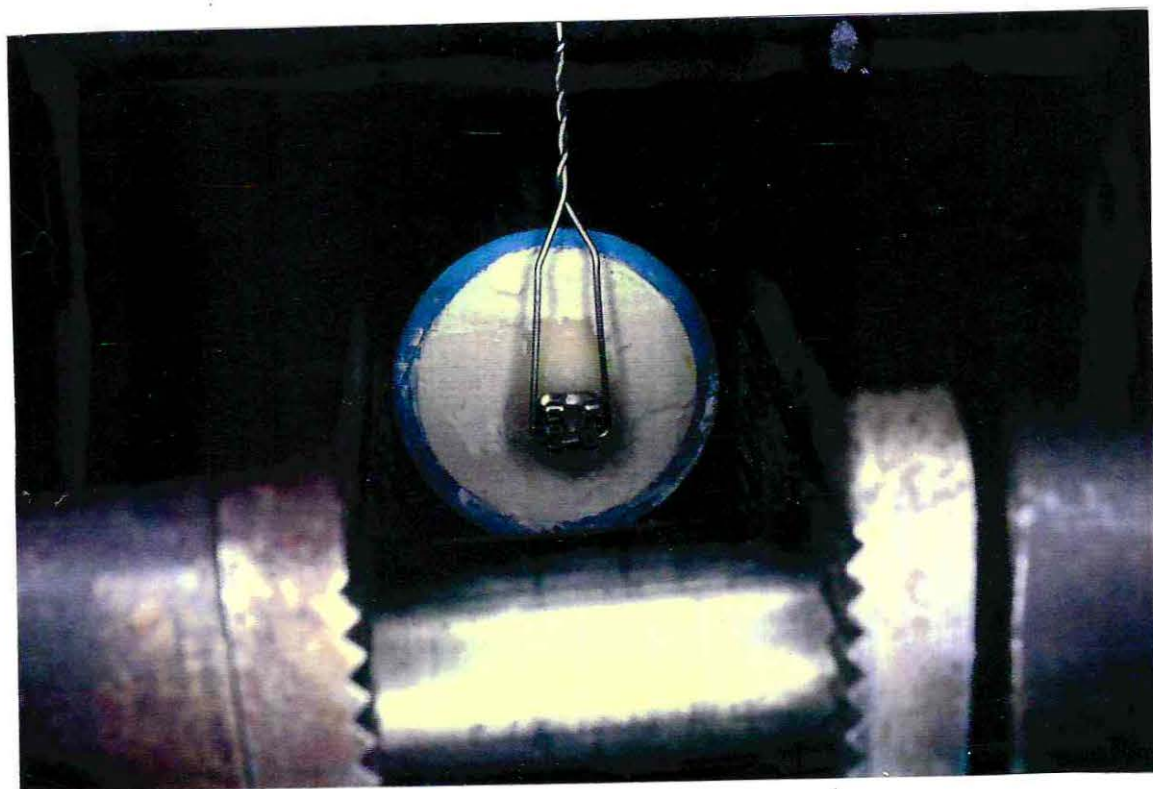


Figura 7 : Vista cercana del troquel experimental donde se aprecia el alambre de acero inoxidable de 0.020 pulgadas, enganchado por debajo de las aletas del bracket.

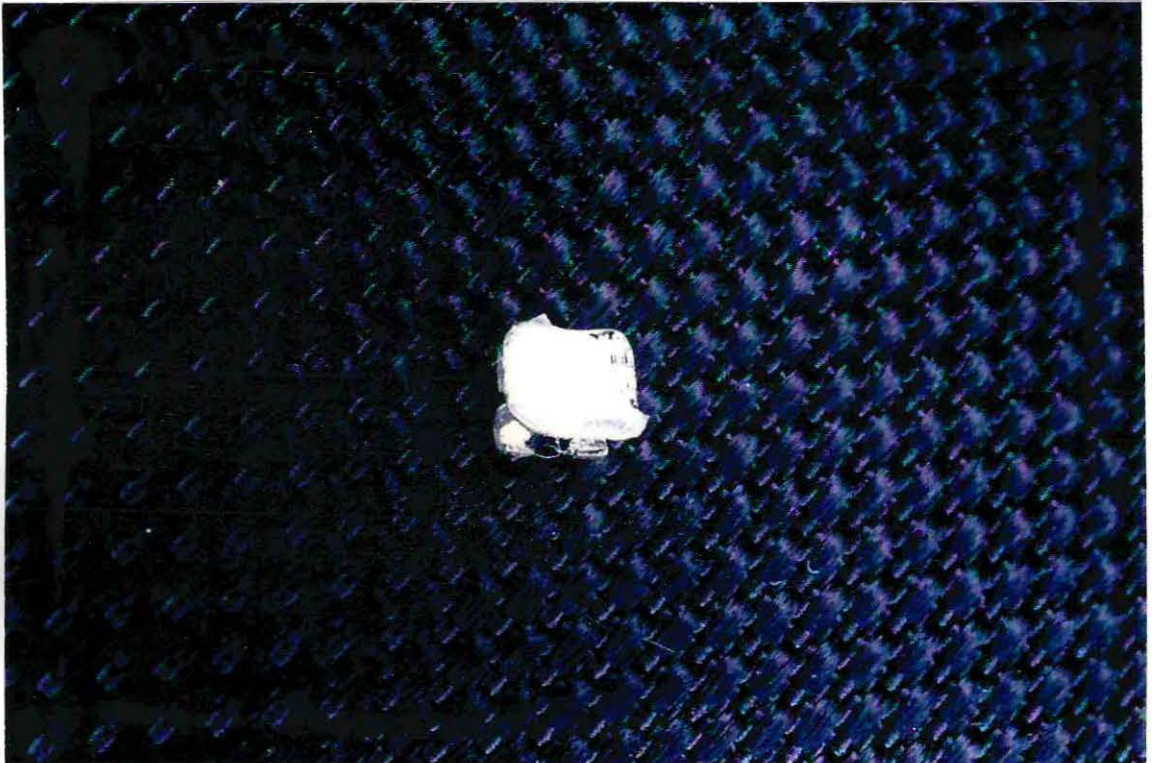


Figura 9 : Parte posterior del bracket desprendido, observándose el remanente de adhesivo sobre la base del bracket.