



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA TRACCIÓN DIAMETRAL Y
DUREZA SUPERFICIAL DE RESINAS COMPUESTAS FLUIDAS
POLIMERIZADAS CON LÁMPARA HALÓGENA A TRAVÉS DE BLOQUES DE
ARTGLASS®”.**

Victoria Paz Rivas Villarroel

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**TUTORES ASOCIADOS
Dra. Daniela Gutiérrez Nieto**

**Santiago - Chile
2012**

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES DENTALES**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA TRACCIÓN DIAMETRAL Y
DUREZA SUPERFICIAL DE RESINAS COMPUESTAS FLUIDAS
POLIMERIZADAS CON LÁMPARA HALÓGENA A TRAVÉS BLOQUES DE
ARTGLASS®”.**

Victoria Paz Rivas Villarroel

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.**

**TUTORES ASOCIADOS
Dra. Daniela Gutiérrez Nieto**

**Santiago - Chile
2012**

AGRADECIMIENTOS.

A mi familia por su amor y apoyo durante todos los años de carrera.

Al Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut por su guía y compromiso con esta investigación.

A Felipe por su amor y su ayuda constante.

Al Prof. Covarrubias, a Julian y Paulina por su cooperación con este trabajo.

Y a mis amigos por hacer de la Universidad una experiencia inolvidable.

RESUMEN.

Este trabajo consistió en un estudio comparativo *in vitro*, en el que se comparó dureza superficial Vickers y resistencia a la tracción diametral de resinas compuestas fluidas polimerizadas con lámpara halógena a distintos tiempos interponiendo bloques de Artglass®.

Para lograr este objetivo se crearon 4 grupos de prueba con 20 probetas de resina fluida Wave HV (SDI, Australiana) cada uno, las cuales fueron fotopolimerizadas a 40 y 60 segundos interponiendo entre ellas y la fuente lumínica bloques de Artglass® de 3 y 4 mm. Además se confeccionó un grupo control de 10 probetas, las que se hicieron polimerizar por 40 segundos sin bloque de Artglass® interpuesto.

Las probetas se sometieron a pruebas de resistencia a la tracción diametral y dureza superficial Vickers. Para la prueba de tracción diametral se utilizaron 15 probetas de cada grupo de prueba y 6 probetas del grupo control; las probetas fueron testeadas en una máquina de ensayos universales (INSTRON®) en donde se midió un valor de compresión que fue sometido a una ecuación para poder calcular el valor de tracción por compresión. Para la prueba de dureza superficial Vickers, se utilizaron 5 probetas de cada grupo y 4 del grupo control. Esto se realizó con un microdurómetro que indentó la superficie con un diamante de forma romboidal, cuya marca fue observada y medida bajo microscopio.

Los datos obtenidos fueron tabulados, analizados y sometidos al test de normalidad de Shapiro- Wilk, luego al análisis de varianza (ANOVA) y el test de Sheffé. Los resultados obtenidos mostraron diferencias significativas en todos los grupos con respecto a la tracción diametral, mientras que en relación a la prueba de dureza superficial Vickers no se encontraron diferencias significativas en aquellos grupos polimerizados bajo un mismo grosor de Artglass® pero a diferentes tiempo de exposición de luz, mas sí en el resto de los grupos en los cuales se varió el grosor de Artglass®.

Se concluyó que a mayor grosor de Artglass®, menores serán los valores de resistencia a la tracción diametral y dureza superficial Vickers. A su vez, a mayor tiempo de exposición de luz, mayores serán los valores de tracción diametral y dureza superficial Vickers no presentando esta última una diferencia significativa de valores.

ÍNDICE.

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	4
Hipótesis.....	28
Objetivos.....	29
Materiales y métodos.....	30
Resultados.....	38
Discusión.....	48
Conclusión.....	54
Referencia Bibliográfica.....	56

INTRODUCCIÓN.

Los dientes, al encontrarse en un medio expuesto a múltiples noxas a lo largo de los años, pueden sufrir pérdida de su estructura ya sea por traumatismo o por caries dental. Cuando el daño producido por caries a las piezas dentarias no es reversible mediante tratamientos no invasivos o en caso de fracturas coronarias, se nos hace imprescindible como odontólogo llegar a intervenir el remanente dentario(1,2).

La odontología restauradora plantea la necesidad de sustituir la estructura dental enferma o perdida por materiales, que permitan restablecer la función y el aspecto de los dientes(3).

Actualmente existe una demanda importante de biomateriales con propiedades ópticas como: color, translucidez y fluorescencia, que en lo posible sean idénticas a los tejidos duros dentarios. En el presente las resinas compuestas son el material estético de uso más popular gracias a su colocación directa en las áreas a restaurar y las que han tenido mayores avances desde su aparición. No obstante, la evolución de las resinas compuestas exhiben problemas tales como: baja resistencia al desgaste, contracción de polimerización y microfiltración, entre algunas (4–6).

Una forma de solucionar los problemas relacionados con la técnica de restauración directa de la resina es que se han elaborado restauraciones indirectas, las que se fabrican indirectamente sobre modelos para luego ser fijadas en las piezas dentales disminuyendo así la contracción de polimerización.

Esta alta necesidad de materiales estéticos ha impulsado al mejoramiento de los materiales restauradores y a la aparición de nuevos biomateriales, los que, además de satisfacer las propiedades ópticas requieren mejorar las propiedades mecánicas necesarias para una restauración estética indirecta que debe soportar las cargas de la masticación, generando así un nuevo material denominado Cerómero, sigla proveniente de Ceramic Optimized polymers (4–6).

Los cerómeros aparecieron en el mercado como una segunda generación de resinas compuestas. Sus características son dadas por la combinación de las cerámicas con las resinas compuestas de última generación (4,7).

Los cerómeros se encuentran para su utilización de forma directa e indirecta, siendo este último el tema a tratar. Entre los cerómeros indirectos se encuentra el Artglass®, material específico que se utilizará en esta investigación (4).

Para lograr una rehabilitación exitosa, además de utilizar un material óptimo para la restauración indirecta y lograr un diseño de la preparación cavitaria, que proporcione resistencia y retención adecuada, es necesario seleccionar un cemento dental que permita unir en forma adecuada una restauración indirecta con el sustrato dentario (8).

El agente cementante tiene como fin establecer un contacto íntimo entre restauración indirecta y la estructura dentaria, además de actuar como barrera contra la filtración microbiana, sellando la interfase entre el diente y la restauración (8,9).

Existe una gran variedad de cementos disponibles en el mercado, entre los que cabe mencionar a los cementos de resina. Estos presentan una composición similar a las resinas compuestas convencionales y pese a sus avances, pueden presentar ciertas desventajas a la hora de cementar restauraciones indirectas estéticas (8).

Con la idea de evitar las desventajas que pueden presentar los cementos de resina nace como alternativa las resinas compuestas fluidas. Estas Resinas son fotopolimerizables lo que permite que este material sea polimerizado en un rango de luz, permitiendo mayor control durante el proceso de asentamiento de las restauraciones dándole al odontólogo un tiempo superior de trabajo, en comparación a los cementos de resina dual o químicos (10,11).

Se ha determinado que el grado de polimerización de los cementos está influenciado por el material de restauración ubicado entre la luz de curado y el agente cementante. La restauración se presenta como una barrera que dificulta el paso de la luz hacia el material de fijación, lo que impediría un desencadenamiento correcto y suficiente del proceso de polimerización, y que a su vez mermaría por consiguiente las propiedades mecánicas de estos (11).

Las resinas compuestas fluidas como alternativa de agente cementante pueden mejorar los aspectos negativos de los materiales de fijación manteniendo un mejor comportamiento clínico, siempre y cuando sean polimerizadas correctamente.

Tomando en consideración la evidencia expuesta nace la pregunta que nos lleva a realizar este trabajo de investigación: ¿existen diferencias en el comportamiento mecánico de la resina fluida cuando es fotopolimerizada a diferentes tiempos e interponiendo un material de restauración estético como el Artglass®?.

MARCO TEÓRICO.

La caries dental es la enfermedad bucal más prevalente en el mundo. Es una enfermedad infectocontagiosa que provoca la pérdida localizada de minerales en los dientes afectados causada por los ácidos orgánicos provenientes de la fermentación microbiana de los carbohidratos de la dieta. Su alta prevalencia ha llevado que la odontología esté ligada principalmente al tratamiento de los síntomas de la enfermedad, y consecuentemente a la limitación y reparación del daño ya producido por esta. El tratamiento más utilizado es la remoción mecánica de los tejidos afectados irreversiblemente, dejando tejido sano remanente, el que posteriormente debe ser rehabilitado de manera de restituir forma y función a la pieza dentaria afectada, siendo la odontología restauradora la que se encarga de la rehabilitación de las piezas dentarias que han sufrido pérdida de tejido (1,4). Los objetivos de la odontología restauradora son (2):

- Devolver la forma anatómica.
- Armonía óptica con el remanente dentario.
- Integridad marginal que impida la aparición de una interfase diente-restauración.
- Devolver y mantener la salud del complejo pulpodentinario y el estado óseo periodontal.
- Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.

En busca de lograr dichos objetivos nació la ciencia de los biomateriales dentales, que comprende el estudio de la composición, de las propiedades de los materiales y la forma en que interaccionan con el medio ambiente en que serán situados (11).

Gracias al avance de la ciencia, el campo de los biomateriales odontológicos se encuentra en una constante evolución, principalmente en lo que se refiere a materiales destinados a la restauración del tejido dentario perdido buscando satisfacer de la mejor manera las cada vez más altas expectativas del

paciente de un material con propiedades físicas, mecánicas, biológicas y estéticas adecuadas (2).

En el último tiempo la estética ha adquirido una importancia fundamental, de manera que los materiales restauradores logren una apariencia lo más natural posible, siendo la resina compuesta el material de elección (12).

Resinas Compuestas.

Las resinas compuestas aparecieron en el año 1962 cuando Bowen luego de varias experiencias combinando las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos, desarrolló una molécula compuesta llamada BIS- GMA. Esta molécula es un híbrido que contiene en su segmento central una parte de la molécula epóxica, pero además presenta grupos terminales de metacrilato provenientes de las resinas acrílicas. A esta matriz orgánica se le agregó relleno inorgánico unido a través de un agente acoplante (silano) que revestía las partículas de relleno, logrando así un enlace químico, lo que mejoraba las propiedades físicas y mecánicas de este material (11,13).

Las resinas compuestas se definen como biomateriales restauradores plásticos combinados. Estos están constituidos por dos materiales químicamente diferentes, unidos a través de un agente de distinta naturaleza (3,8).

Constan de tres elementos esenciales: una matriz orgánica de alto peso molecular, un relleno inorgánico y un agente de acoplamiento (14).

- **Matriz orgánica:** está formada por un monómero bifuncional siendo los más usados el Bis-GMA y el DMU (dimetacrilato de uretano) o una mezcla de ambos tipos de monómeros. Estos tienen el inconveniente de ser muy viscosos a temperatura ambiente, lo cual dificulta su manipulación, por lo que se encuentran diluidos en otro monómero bifuncional de menor viscosidad que es el TEGMA (trietilenglicol

dimetacrilato), el que al agregar el relleno inorgánico permite la obtención de una pasta clínicamente manejable (11,12).

- **Fase inorgánica:** corresponde a partículas de cuarzo, sílice, silicatos de litio y aluminio, cristales de bario, estroncio o zinc que permiten otorgar a las resinas mejores propiedades mecánicas y disminuir la contracción de polimerización debido a que disminuyen la cantidad de matriz orgánica. Lo ideal sería disponer de un alto porcentaje de relleno inorgánico. No obstante, la cantidad de este debe ser limitada para así obtener una consistencia adecuada. En general, la cantidad de relleno varía entre 30% a 70% en volumen (11,12).

- **Agentes de acoplamiento:** como las fases anteriormente nombradas son incompatibles entre sí, las partículas de relleno inorgánico son bañadas en un agente de acoplamiento llamado vinil silano, cuya función es unir químicamente la matriz orgánica con el relleno inorgánico a través de grupos químicos bifuncionales capaces de reaccionar con la matriz orgánica, por un lado, y con partículas del relleno, por el otro, consiguiéndose así el acoplamiento de ambas partes (12).

Para que las resinas compuestas puedan endurecer los monómeros deben transformarse en polímeros, y para que esto suceda aquellos deben ser activados, para esto es necesario un agente iniciador. Este agente forma radicales libres a partir de las moléculas de monómeros, los cuales al quedar con un electrón impar se convierten en un compuesto muy reactivo (12,15).

Para que el iniciador pueda cumplir su función debe ser activado. El agente activador debe otorgarle al iniciador una cantidad de energía suficiente para que este rompa un doble enlace de carbono de una molécula de monómero, y así queden electrones libres capaces de reaccionar con otras moléculas de monómero hasta completar la polimerización (12,13).

También presentes en las resinas compuestas están los agentes inhibidores, los que evitan que las resinas activadas físicamente por luz polimericen espontáneamente. Estos inhibidores tienen gran potencial de reaccionar con radicales libres y si se activa uno de ellos por una exposición accidental mínima a la luz, el inhibidor reacciona e inhabilita la propagación de la cadena. Un inhibidor tipo es el hidroxitolueno butilado (4,12).

Además de los agentes previamente mencionados, podemos encontrar en las resinas compuestas otros agentes tales como (11):

- Pigmentos: para dar las distintas tonalidades del material restaurador.
- Modificadores y opacificadores: para controlar el color y la translucidez.
- Radioopacificadores: las resinas compuestas en sí son radiolucidas, lo que constituye una desventaja frente a exámenes diagnósticos radiológicos. Es por esto que se agregan sales de bario para dar las características radiopacas al sistema.

El logro de una integración y la existencia de continuidad entre el material restaurador y la estructura dentaria permiten evitar la generación de brechas o interfases, por las cuales podrían introducirse componentes del medio bucal y generar filtración marginal con el subsiguiente fracaso del tratamiento restaurador. Para alcanzar el éxito clínico de las restauraciones de composite es esencial una adhesión estable a la pieza dentaria. Es conveniente entonces que la adhesión lograda no sea solo para evitar el desprendimiento del material restaurador, sino que sea para producir una integración estructural entre ambas partes permitiendo que el conjunto funcione mecánicamente como una unidad. Así las fuerzas recibidas son absorbidas por ambas estructuras y el diente restaurado puede comportarse en lo posible como un diente sano, reduciendo las posibilidades de fractura dentaria o pérdida de la restauración (8,11).

Por esta razón la técnica elegida debe asegurar alcanzar un contacto estrecho entre las partes que esto se mantenga durante el uso, es decir que las superficies no se separen, y así facultar a las sustancias adherentes a realizar en buena forma su función. Considerando que la palabra adhesión se emplea para identificar a cualquier mecanismo que permita mantener en contacto dos partes, las técnicas empleadas nos deben permitir entonces lograr adhesión (10).

Buonocore en 1955 trató de unir resinas acrílicas al esmalte dentario. Trabajando en ello desarrolló la técnica de grabado ácido, que consiste en aplicar ácido fosfórico sobre la superficie adamantina, con el fin de producir una desmineralización parcial de la superficie del tejido dentario, lo que da como resultado la formación de irregularidades y un aumento del área total del esmalte. Posterior a esto, se procede a lavar y a secar de manera completa el tejido dentario tratado. Resultó ser una técnica que conseguía mejorar la unión de la resina al tejido dentario debido a la obtención de una mayor superficie de contacto de las áreas microrretentivas generadas por el ataque ácido. Desde su introducción la técnica de grabado ácido del esmalte ha entregado una superficie ideal para una unión confiable de las resinas compuestas (16–19).

Sin embargo, el éxito de la unión a dentina ha sido menor debido principalmente a las características del sustrato dentinario. Este presenta un alto contenido orgánico, variaciones de la estructura tubular, baja energía superficial y la presencia de movimientos de fluidos al exterior. No obstante, la unión a dentina se ha mejorado en los últimos años gracias a la introducción y desarrollo de nuevos sistemas de adhesión (18–21).

Para lograr la unión de las resinas compuestas a dentina se requieren múltiples pasos comenzando por la aplicación de un ácido o acondicionamiento dentinario por 15 segundos, con el fin de: remover la capa y tarugos de barro dentinario, abrir y ampliar los túbulos, y poder desmineralizar entre 2 a 5 μm de dentina. El ácido disuelve y extrae la fase de la apatita mineral que normalmente cubre las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, y abre canales alrededor de estas fibras. Estos canales permiten la posterior infiltración y polimerización de

monómeros hidrofílicos de resina dentro de la dentina grabada produciendo un trabazón micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada (11). Luego el adhesivo es aplicado a la superficie acondicionada para estabilizar la dentina desmineralizada infiltrada por el primer y para penetrar dentro de los túbulos dentinarios. Finalmente la resina es aplicada sobre la pieza a restaurar (8).

Hoy en día gracias a su buena unión al tejido dentario, las resinas compuestas son el material de restauración más ampliamente usado en el mundo y se ha desarrollado una gran variedad de ellas. La creación de las resinas compuestas convencionales tenía como fin otorgar una solución restauradora estética en el sector anterior, pero sus limitadas propiedades mecánicas contraindicaban su uso en el sector posterior (12,13).

Las principales desventajas inherentes a la resina compuesta son la contracción de polimerización y coeficiente de expansión térmica disímil al diente en una proporción de 1:4, lo cual produce tensiones que generan la aparición de una interfase entre el diente y la restauración acarreado por consecuencias: filtración, pigmentación, sensibilidad post operatoria y caries recidivante. A estas propiedades se agregan otras como la baja resistencia a la abrasión, lo que limita el tiempo de vida útil de la resina. Además, el gran tamaño de las partículas del relleno no permitía lograr un pulido adecuado, con el consecuente deterioro estético en el tiempo (3,12).

Como una forma de facilitar el estudio y la comprensión de este tipo de materiales se han creado diversas clasificaciones de las resinas compuestas.

Clasificación de resinas compuestas.

En busca de un material con mejores propiedades es que se han realizado una serie de modificaciones en las resinas compuestas, principalmente en la concentración y tamaño de las partículas de relleno. En este sentido se puede encontrar una clasificación según contenido de relleno:

I. Resinas compuestas convencional o de macro-relleno: Corresponden a la primera generación de resinas compuestas. El relleno más común es el cuarzo, las partículas eran de gran tamaño entre 1 y 100 micrones (μm). Este tipo de resina fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justificaron su desuso. Su desempeño clínico fue deficiente y el acabado superficial era pobre, dado que hay un desgaste preferencial de la matriz resinosa propiciando el resalte de grandes partículas de relleno, que al quedar sin sustento de la matriz se pierden generando una pérdida importante de material. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación (12,22).

II. Resinas compuestas de Micro-relleno: Se desarrollaron debido a las deficiencias de los materiales anteriores. Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partículas entre 0,04 y 0,05 μm . Dentro de sus ventajas destacan una buena textura superficial, estabilidad de color, poco desgaste, excelentes cualidades de pulido y resistencia a la abrasión, por lo que se utiliza en gran medida en el sector anterior. Entre las desventajas de estos materiales se pueden mencionar su gran contracción de polimerización (constan de menos relleno que las anteriores) y su falta de resistencia mecánica (10,12).

III. Resinas compuestas Híbridas: Nacen con el objetivo de lograr un material intermedio entre las resinas compuestas de macrorrelleno y las de microrrelleno. Contienen 2 tamaños de partículas de relleno: las macropartículas cuyo tamaño oscila entre 1 y 5 μm . y las micropartículas cuyo tamaño varía alrededor de 0,04 μm . Esta mezcla de tamaño de partículas otorga la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorrelleno y las cualidades estéticas y de pulido de las resinas de microrrelleno, formándose así un composite más resistente al desgaste, con un coeficiente de expansión térmica similar a las de la micropartículas, además de reducida pérdida de relleno superficial y buenas propiedades físicas (15,23,24).

Estos materiales gracias al elevado porcentaje de relleno poseen una gran resistencia a la fractura y disminuyen el índice de deformación siendo indicados para zonas de stress oclusal (10).

IV. Resinas compuestas Microhíbridas: Este tipo de resina tiene un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas. Presentan dos tamaños de partículas: las más grandes varían entre 0,4 y 1 micrón y las de menor tamaño entre 0,04 y 0,05 micrones. Posee excelentes propiedades físicas, con una resistencia mecánica compresiva mayor que las anteriores y una resistencia al desgaste compatible a su función. Además poseen buena terminación y pulido (9,10,22,25).

V. Resinas compuestas de Nanorrelleno: Corresponden a los composites que poseen partículas de relleno de tamaño promedio 25 nm. Este tamaño de partículas está por debajo del rango de longitud de onda de la luz visible, por lo que no dispersan ni absorben luz visible. Este tipo de relleno permite la incorporación de radiopacificadores que no interfieren con las propiedades estéticas, además de mejorar algunas propiedades mecánicas y estéticas tales como: una mayor resistencia a la abrasión y un mejor pulido superficial en comparación a los anteriores tipos de resina compuesta (13,26).

Por lo dicho, la cantidad y tamaño del relleno va a estar determinando las propiedades mecánicas y estabilidad dimensional de las resinas compuestas. Así que mientras mayor sea la cantidad de relleno, la resina compuesta presentará mejores propiedades y menor contracción de polimerización. A su vez, un menor tamaño de partículas aumenta la resistencia abrasiva, determinando una mejor terminación superficial (11).

Otro parámetro de clasificación importante de mencionar es según la forma en que se activa la polimerización de las Resinas Compuestas. De acuerdo a esto, las podemos clasificar en:

I. Resinas compuestas autopolimerizables: Son activadas químicamente. En este sistema las resinas se presentan en dos pastas, una de estas presenta el agente activador y en la otra el iniciador. En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización que al actuar sobre el peróxido de benzoilo (iniciador) permite la

producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso a temperatura ambiente (23,27).

Como desventajas, este sistema de activación presenta la incorporación de oxígeno a la mezcla originando la aparición de burbujas, lo que genera: una superficie porosa luego del pulido, una inhibición en la polimerización en los sectores donde esto suceda y una disminución de las propiedades mecánicas. Por otra parte, presenta inestabilidad de color debido a la oxidación de la amina terciaria en el tiempo. Además de otorgar un tiempo de trabajo limitado (23,27).

II. Resinas compuesta fotopolimerizables: la polimerización se activa cuando la resina compuesta es expuesta a un haz de luz de 400 a 500 nm, la cual actúa sobre una alfa dicetona (canforoquinona), que en presencia de una amina alifática desencadena la formación de radicales libres iniciadores del proceso de polimerización (10,23,24).

Se comenzó a utilizar para tener un mayor control del proceso y para que la manipulación fuera menos complicada. Las resinas compuestas fotoactivadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de autopolimerización, entre las cuales se puede mencionar: la menor cantidad de monómero residual que se encuentra posterior al proceso de polimerización, un proceso de polimerización más rápido, la capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias, y proporcionar una mayor estabilidad de color (25,26).

III. Resinas compuestas termopolimerizables: polimerizan mediante un proceso físico, por calor, que habitualmente se combina con presión lográndose una mayor polimerización que en los sistemas anteriores, por ende, mejoran las propiedades mecánicas. Estas son utilizadas principalmente como material para la confección de estructuras indirectas, por lo que al realizar el proceso fuera de boca se disminuye el problema de la contracción de polimerización. Por lo tanto, la contracción de polimerización ocurre en ese instante y una vez asentada la restauración en la cavidad no se producirá nuevamente este fenómeno (10,23,27).

IV. Resina compuesta de curado dual: polimerizan a través de 2 de los sistemas analizados anteriormente, siendo la más común una combinación entre auto y fotopolimerización. Se presentan como dos pastas que al ser mezcladas y expuestas a la luz, polimerizan física y químicamente (23,24).

Otro parámetro importante y ampliamente difundido que se ha utilizado para la clasificación de las Resinas Compuestas es según su consistencia. De acuerdo a esto existen: Resinas Compuestas Convencionales, Condensables y Fluidas.

I. Resinas compuestas convencionales: Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, el que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga. Presentan una consistencia que facilita su manipulación y son las más ampliamente utilizadas en nuestra profesión (28).

II. Resinas compuestas condensables o de alta densidad: Estas resinas presentan una porción inorgánica o de relleno que constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen, lo que le otorga gran resistencia mecánica. Poseen una malla polimérica rígida de fibras cerámicas porosas silanizadas conectadas entre sí que permiten el infiltrado de la matriz orgánica entre ellas, brindando una viscosidad similar a la de la amalgama. Debido a su alto contenido de relleno se hace necesario condensar el material para lograr su adaptación a la cavidad a restaurar. Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con un alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas (29).

III. Resinas compuestas fluidas: corresponden a resinas de baja viscosidad. Para poder alcanzar esta característica se les disminuye el porcentaje de relleno, lo que le otorga alta fluidez. Estas se detallarán más adelante (30).

Si bien las resinas Compuestas son un excelente material de restauración ampliamente utilizado y con una gran variedad de tipos para diversos casos clínicos, están presentes algunos inconvenientes. Una de las principales desventajas como material de obturación directo es la contracción de polimerización que experimenta el material durante su endurecimiento (13).

La polimerización corresponde a la conversión de los monómeros en una molécula de gran tamaño o polímero, lo que implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de resina compuesta. Esta se origina debido a que las unidades monoméricas, ya formando parte del polímero, se ubican entre ellas a una distancia de unión covalente que las hace estar más cercanas de lo que se encontraban en su estado original de monómeros. En otras palabras existe la formación de una red macromolecular a partir de especies monoméricas, en la que se convierten distancias intermoleculares iniciales de 0,3 a 0,4nm a uniones covalentes con longitudes cercanas a 0,15nm., lo que trae consigo una reducción del volumen del material, produciendo este fenómeno conocido como contracción de polimerización (3,9).

La magnitud de la contracción dependerá del tamaño y de la cantidad de partículas de relleno, del módulo de elasticidad, de la deformación durante su endurecimiento y de la calidad de la unión adhesiva lograda con los tejidos dentarios. Al haber una mayor cantidad de monómero, el volumen del relleno inorgánico será menor, aumentando con ello la contracción final del polímero. A su vez, aumentando el relleno inorgánico, menor será el volumen de monómero presente en la resina con lo que disminuye la contracción. Por esta razón, las resinas de macrorrelleno se contraen menos que las de microrrelleno, puesto que las primeras tienen mayor cantidad de relleno inorgánico que las segundas (8,31).

La importancia clínica de este fenómeno radica en que cuando se restaura adhesivamente una cavidad, la contracción de polimerización produce una tensión en la interfase diente restauración aumentando la brecha marginal a pesar del uso del grabado ácido y la mejora de los sistemas adhesivos. Esta brecha puede pasar inadvertida clínicamente en el postoperatorio inmediato, pero más adelante

se observan problemas vinculados como: microfiltración, invasión bacteriana, sensibilidad pulpar, márgenes decolorados y caries recidivantes (9,13).

Uno de los métodos que se ha propuesto para disminuir el efecto de la contracción de la polimerización es el método indirecto, que consiste en realizar una cavidad para incrustación en la pieza dentaria y mediante una impresión elaborar un troquel de yeso. Sobre este modelo (previamente aislado) se confecciona, en incrementos, una restauración (indirecta) de resina compuesta, la cual posteriormente se cementa a través de un agente cementante en boca (8).

Las restauraciones indirectas con resinas compuestas aparecen en Europa en la década de los 80. Los fabricantes principales fueron Ivoclar Vivadent (Isosit), Espe (Visio Gem) y Kulzer (Dentacolor). Se trataba de resina de micropartículas, con los consiguientes problemas que este biomaterial presentaba en restauraciones amplias: desgaste, fractura e inestabilidad cromática (4).

En el año 1996 apareció en el mercado odontológico una segunda generación de resinas compuestas denominada cerómero. La sigla cerómero proviene de CERamic Optimized PolyMERs (4).

Cerómeros.

Los cerómeros contienen un relleno inorgánico microhíbrido de partículas cerámicas silanizadas embebidas en una matriz orgánica polimerizable. Los materiales de relleno se unen a la matriz orgánica mediante un silano, molécula bifuncional que por un lado reacciona con la superficie de los materiales de relleno, y por el otro extremo posee un grupo metacrilato que contiene un doble enlace libre capaz de polimerizar con moléculas orgánicas. En comparación a una resina compuesta convencional un cerómero es más complejo, ya que no posee solo moléculas bifuncionales de Bis-GMA, sino que monómeros polifuncionales, lo que proporciona el potencial para crear un entrecruzamiento de mayor nivel, y además, una mayor conversión de dobles enlaces (6).

Sus características son dadas por la combinación de las cerámicas con la tecnología de las resinas compuestas de última generación. La fase cerámica del material aporta las cualidades estéticas duraderas, resistencia a la abrasión y alta estabilidad. La fase de resina determina: una mayor capacidad de pulido, una unión efectiva con la resina de cementación, bajo grado de fragilidad, una menor susceptibilidad a la fractura y facilidad para el ajuste final (6,7).

Los Cerómeros se encuentran para su utilización de forma directa e indirecta, dentro de esta última encontramos al Artglass®, material que analizaremos a continuación.

Artglass®.

El Artglass® corresponde a un polímero no convencional que se basa en una resina con un alto reticulado que cuando se polimeriza bajo una luz estroboscópica crea un polímero orgánico amorfo conocido como vitroide o vidrio orgánico. Este último se combina con sílice y relleno del mismo vidrio que trae la resina compuesta. Se obtiene entonces un material duro y fuerte denominado polímero de vidrio o poliglass (4).

Presenta un relleno de 75% en peso y el tamaño promedio de la partícula es de $0,7\mu\text{m}$. Se utiliza principalmente para la confección de inlays, onlays y coronas, estas últimas confeccionada generalmente en conjunto a un substrato de metal (4,6).

Para lograr una rehabilitación exitosa, además de utilizar un material óptimo para la restauración indirecta, es necesario seleccionar un cemento dental que permita unir en forma adecuada una restauración indirecta con el sustrato dentario (8).

Agentes Cementantes.

El agente cementante tiene como objetivo establecer un contacto íntimo entre la restauración indirecta y la estructura dentaria preparada, aparte de actuar como una barrera contra la filtración, sellar la unión diente-restauración y proporcionar una forma de retención secundaria, recordando que la primaria es dada por la preparación biológica (9,11).

Para cumplir los objetivos el agente de cementación debe cumplir con una serie de requisitos (9,32):

- ❖ **Biocompatibilidad:** el material de cementación no debe producir respuesta pulpar ni periodontal.

- ❖ **Resistencia a la compresión y tracción:** Debe resistir las fuerzas funcionales a las que son sometidos en el tiempo para evitar su desalajo.

- ❖ **Adhesión a diente y restauración:** La importancia de esta propiedad es su influencia en la retención de la restauración, lo cual tiene directa relación con evitar el desalajo de la misma. Además, influye en una posible filtración marginal.

- ❖ **Delgada línea de cementación:** Es vital para el logro del éxito clínico de la restauración, ya que va a determinar la interfase diente- restauración responsable de la presencia de microfiltración marginal, lo que acarrea como consecuencia la aparición de caries recidivante, sensibilidad y tinciones.

- ❖ **Baja viscosidad:** una mayor fluidez del agente cementante permite un menor grosor de película, y por tanto, puede influir entre otros factores en una menor interfase entre el diente y la restauración.

- ❖ **Baja solubilidad:** un material de cementación ideal debe ser insoluble en los fluidos orales en el tiempo.

❖ Estética: ha cobrado gran importancia, tanto por las exigencias del paciente como por la aparición de restauraciones translucidas para el sector anterior, lo cual exige un material de cementación que presente translucidez y estabilidad de color en el tiempo.

❖ Resistencia a la abrasión y dureza superficial: El cemento de la interfase entre diente y restauración queda expuesto a una serie de agentes abrasivos que provocaran el desgaste del cemento en el tiempo y con ello el fracaso del tratamiento.

❖ Radiopacidad: los medios de cementación debieran tener una radiopacidad mayor a la dentina, con el fin de distinguir la línea de cementación, y de esta manera poder detectar radiográficamente la aparición de caries recidivantes y/o cambios del cemento en el tiempo.

❖ Fácil manipulación: debe permitir un tiempo de trabajo adecuado, una preparación y uso del material limpio y una fácil remoción de los excesos.

El desarrollo de los elementos de fijación en base a resina compuesta (cemento de resina), han presentado un avance sorprendente en el último tiempo. Debido a las altas exigencias estéticas que actualmente tienen los pacientes. En el mercado existe una amplia variedad de ellos y junto a los avances en la técnica para su colocación y el desarrollo de las moléculas con el potencial de adhesión al esmalte y dentina han logrado que estos cementos tengan una buena unión a las estructuras dentarias (11,14).

Cementos de Resina.

Los Cementos en base a Resina presentan una composición similar a las Resinas Compuestas convencionales, teniendo como monómero moléculas de BIS-GMA o DMU, una fase inorgánica y una fase de acoplamiento (30). La cantidad de relleno es reducida, lo que otorga una mayor fluidez, y así una consistencia adecuada para ser usado como agente cementante. En ellos la

porción resinosa provee un alto grado de contracción de polimerización, motivo por el que se le añaden partículas de relleno inorgánico para así disminuir esta característica negativa y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación. Las partículas de relleno son muy importantes en la determinación de las características finales del material, son ellas las que determinan las principales diferencias entre los diversos tipos y marcas de resina compuesta. Estas diferencias se refieren: al tipo de relleno, porcentaje de relleno, forma y tamaños de las partículas. El relleno inorgánico de estos materiales corresponde a partículas de sílice o vidrio, con un tamaño que oscila entre 0,04 y 1µm, alcanzando un porcentaje de 30% a 72% en peso del compuesto (11,12,33).

Las indicaciones de los cementos de resina como agente de cementación son validas en los siguientes casos (12):

- Carillas de Cerámicas, Resina compuesta o cerómeros
- Inlays y onlays cerámicos, cerómeros o composite.
- Coronas de cerámicas o composite.
- Sistema perno muñón, en especial no metálico.
- Prótesis fija plural adhesiva.
- Prótesis fija unitaria o plural metal cerámica.
- Braquets de ortodoncia.

Los cementos de resina están disponibles en formas fotopolimerizables, autopolimerizables y de polimerización dual. Al comparar estos distintos tipos de cementos, los productos fotopolimerizables ofrecen la ventaja clínica de un mayor tiempo de trabajo, un mejor control sobre el correcto asentamiento de la restauración y una mayor estabilidad de color. Estos cementos polimerizan por aplicación de luz halógena en una longitud de onda de 420 a 480 nm, esto puede endurecer incrementos de material de 2mm en 40 segundos (11).

Estudios sobre el curado de Resinas Compuestas han indicado que el grado de polimerización se reduce a la mitad cuando la luz de activación pasa a

través de estructuras dentarias (5,31). Se ha señalado también, que la dureza de las resinas, en niveles profundos de las cavidades, mejora significativamente por la luz adicional entregada directamente a la superficie del material (34).

Por lo tanto, estos cementos fotopolimerizables deberían estar limitados a situaciones clínicas en donde el material suprayacente sea de un grosor menor a 3 mm., cuando las restauraciones utilizadas alcancen o superen este grosor, se recomienda utilizar cementos de polimerización dual (11).

Los cementos de polimerización dual son generalmente resinas de tipo híbrido. Normalmente la polimerización es iniciada químicamente y/o por luz, utilizando una longitud de onda que oscila entre 420 a 480 nm (7,35). Están indicados en restauraciones en que la opacidad del material pudiera inhibir la transmisión de suficiente energía lumínica al cemento, están formuladas con un catalizador capaz de iniciar la polimerización química y además lumino sensible (36).

El uso del catalizador podría ser un factor decisivo para la dureza y especialmente para la profundidad de polimerización final que alcanzan los cementos de polimerización dual. Al mismo tiempo, la adición del catalizador químico, cuando el cemento se mezcla para la forma de polimerización dual, aumenta el potencial de conversión del material por encima de la forma que polimeriza sólo por la luz. Este catalizador adicional parece guiar la reacción de polimerización más allá que cuando no está presente la fuente lumínica, en los casos que la luz no alcanza la profundidad de activación necesaria (36).

Sin embargo, algunas investigaciones sugieren que la sola autopolimerización no es suficiente para alcanzar la máxima dureza del cemento (36). Los bajos valores de dureza encontrados en algunos cementos indican la presencia de un débil mecanismo de curado químico, que podría comprometer la calidad del cemento en áreas de la cavidad que no son accesibles a la luz de polimerización (37).

Con respecto a sus **ventajas** como medio de cementación, en comparación con otro tipo de cementos se pueden mencionar (10,32,38):

- Mejores propiedades mecánicas: Los cementos de resina adhesivos tienen propiedades mecánicas mejoradas a los cementos convencionales. Según la evidencia se ha determinado que los valores de resistencia a la tracción de los cementos de resina varía entre 44 y 70 MPa. El modulo de elasticidad fluctúa entre 2,1 y 3,1 GPa, siendo mucho menor al compararla con el cemento fosfato de zinc, cuyo valor es de 13,5 GPa.
- Insolubles en fluidos orales: Se describen valores menores a 0,001% en peso, esto soluciono una de las grandes desventajas que poseían los cementos dentales.
- Estéticos.
- Adhesión a esmalte y dentina mediante técnica adhesiva.

Sin embargo presentan una serie de **desventajas** (10,36,39,40):

- Contracción de polimerización.
- Manipulación complicada: estudios demuestran que el trabajar con este tipo de cemento requiere de una destreza y habilidad de manipulación durante todo el proceso cementación, desde la preparación de este hasta cuando se remueve el exceso del cemento. Es decir, este material requiere de una técnica minuciosa, en la que se debe situar especial énfasis en la mantención de un campo lo más libremente posible de contaminación.
- Costo elevado.
- Irritantes pulpares: Esta irritación es provocada por los componentes monoméricos del material que se mantienen sin reaccionar, lo que es muy importante si se cementa en un grosor insuficiente de dentina

para lo cual se debe recurrir a la colocación de algún protector pulpar como base para evitar la sensibilidad postcementación.

Cabe recordar que la duración a largo plazo de las restauraciones está influida directamente por el tipo de agente cementante, la durabilidad de este y la forma en que se adhiera generando unión a las estructuras dentarias y a la restauración. Con respecto a esto, aunque los cementos de resina cumplen satisfactoriamente los requerimientos determinados por la ADA, hay que considerar que en la práctica clínica no se cumplen los requisitos ideales para la cementación, por esto las condiciones orales podrían disminuir sus propiedades y duración (14,39).

Como una alternativa a los Cementos en base a Resina, y en busca de un material con mejores propiedades que estos, se ha propuesto la utilización de resina compuesta fluida para cementar, la cual tiene la gran ventaja de presentar estabilidad de color en el tiempo a diferencia de los Cementos de Polimerización Dual (13,23).

Resina Compuesta Fluida.

Poseen una composición similar a las resinas compuestas convencionales: un monómero como matriz orgánica, que puede ser BIS- GMA, DMU O TEGMA, una fase inorgánica y una fase de acoplamiento. El monómero TEGMA, modifica la reología del material y entrega las características de manejo, lo que permite que el material fluya ante presión, manteniendo su forma y ubicación hasta la Fotopolimerización (41,42).

Corresponden a Resinas Compuestas de baja viscosidad debido a que presentan una menor cantidad de relleno y un tamaño de partículas similar al de las Resinas Compuestas Híbridas, el cual es de 0,7 a 1,5 μm . El porcentaje de volumen que ocupan las partículas de relleno es entre 30% a 50%, permitiéndole una serie de ventajas como: mayor fluidez, mejor adaptación, fácil manipulación, gran elasticidad (debido a su bajo módulo de elasticidad), fácil pulido, baja

resistencia al desgaste y alta humectabilidad en la superficie dental asegurando la penetración en todas las irregularidades del sustrato dentario (24,29,30).

Las resinas fluidas se clasifican dentro del grupo de resinas híbridas, ya que su relleno inorgánico está compuesto por partículas de diferentes tamaños. Las partículas más pequeñas otorgan mejor acabado superficial y las de mayor tamaño contribuyen a la densidad y a la resistencia a la compresión (24).

Actualmente las resinas compuestas fluidas se encuentran disponibles en distintos tipos de viscosidad, siendo una característica fundamental en su indicación. Así es como las resinas fluidas de baja viscosidad serían indicadas para su uso como: sellantes, reparación de márgenes, liners y ofrecerían una delgada línea de cementación para carillas. Estas resinas de baja viscosidad como contienen menos relleno presentan mayor contracción de polimerización, pero a su vez, al tener un módulo de elasticidad más bajo permiten disminuir el stress de contracción, por eso su uso como liners, disminuyendo la filtración marginal. Por otra parte, las resinas compuestas fluidas de mayor viscosidad permiten un mejor control para su uso en: construcción de muñones, restauraciones clase IV, carillas y reparación de porcelanas. Esto debido que al presentar mayor relleno resisten de mejor forma la masticación y desgaste, además de mantener su forma al colocarlos y ser más fácil la remoción de excesos (9,43).

Además se ha descrito su aplicación en: ferulizaciones dentarias estabilizadoras, en la cementación de brackets en ortodoncia, reconstrucción de bordes incisales y como forro cavitario previo al uso de una resina convencional o condensable. Este último debido a que eliminaría ángulos agudos, disminuiría zonas de concentración de fuerzas y proporcionaría alguna elasticidad ante la contracción de polimerización de las resinas con mayor cantidad de relleno (44). Otra aplicación que se ha descrito es el uso de la resina fluida como intermediario entre el tejido dentario y una resina compuesta condensable en el margen cervical de cavidades clase II con el fin de mejorar la adaptación de la restauración al diente a modo de minimizar la microfiltración. En un estudio realizado en la

facultad de Odontología de la Universidad de Chile se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la microfiltración de restauraciones clase II realizadas con una resina compuesta condensable con y sin la utilización de una capa intermediaria de resina fluida en el margen cervical, siendo menor la microfiltración en las restauraciones realizadas con resina fluida como intermediario (24,28,41).

Existen una serie de estudios que proponen a las resinas compuestas fluidas como una buena alternativa a los cementos de resina como medio de cementación de carillas, gracias a que presentan una serie de **ventajas** (9,43):

- Propiedades físicas y ópticas superiores a los cementos de resina, aparte de poseer fuerzas de adhesión similares.
- Mejor control durante el asentamiento, debido a que se trata de un material fotopolimerizable.
- Facilita la limpieza de excesos del material previo a la polimerización.
- Mayor tiempo de trabajo.
- Previenen la incorporación de aire.
- Mayor estabilidad de color comparándolo con sistemas de autocurado.

Dentro de las características de las resinas fluidas cabe analizar su resistencia a la compresión. Si bien los valores obtenidos son levemente menores a los de las resinas compuestas convencionales, no se recomienda su uso en zonas de alta carga masticatoria (30).

Otra característica importante de analizar dice relación con la filtración marginal. Yazici et al. concluyeron que no existen diferencias significativas entre estas y las resinas compuestas convencionales en cavidades clase V. Esto indica que ambas se adaptan correctamente a las paredes y márgenes de la cavidad (45).

Otro aspecto importante de considerar es la contracción volumétrica que experimenta durante la fotopolimerización. Al ser fotopolimerizada durante 20 segundos presenta una contracción volumétrica de 4,2%. Este valor es mayor si lo comparamos con una resina compuesta que obtiene valores de 1,8% bajo 40 segundos de fotopolimerización. Esto se explica debido a la poca cantidad de relleno inorgánico que poseen las Resinas Fluidas (de 30% a 50% en volumen), que al ser menor que el de una resina compuesta convencional provoca una mayor contracción de polimerización (30).

Sin embargo, en cuanto al módulo de elasticidad de las Resinas Fluidas, obtiene valores cercanos a los 5.800 MPa. Si se compara con una Resina Compuesta Convencional, los valores de esta última son mucho mayores (entre 12.000 a 19.700 MPa), entendiendo que el módulo de elasticidad es un método para medir la rigidez de un material, y que los valores bajos nos indicarían que el material es flexible, se puede concluir que las resinas fluidas son bastante más flexibles que las resinas compuestas convencionales. Si se compara con los valores del esmalte que van entre 80.000 a 84.000 MPa, y el de la dentina que va entre 14.700 a 18.000 MPa, las resinas fluidas tienen valores mucho más bajos, lo que indicaría que estas podrían servir como amortiguador de fuerzas entre la restauración y el diente (37,46).

Gracias al bajo módulo de elasticidad que presentan las resinas fluidas muestran una gran flexibilidad que permite aliviar el stress de polimerización, actuando como una verdadera “pared elástica”, con lo cual se lograría una menor interfase y evitar así sus consecuencias. Si bien al tener menor relleno la contracción es mayor, este efecto es contrarrestado por el bajo módulo de elasticidad, ya que el material se contrae con poca fuerza, por lo que el stress de polimerización es menor (45).

No obstante, las desventajas que presentan estos materiales es que al ser fotopolimerizables, la profundidad de curado se ve afectada por el grosor del material de restauración, por lo que algunos autores recomiendan no indicarlas en restauraciones con grosores mayores a 2mm (Inlays, onlays, coronas metal

porcelana) restringiendo su uso para la cementación de carillas (15, 45). Sin embargo, en este punto existe controversia en la literatura, en donde si bien algunos autores recomiendan restringir el uso de sistemas fotocurados para la cementación de carillas, otros coinciden en que es posible lograr la polimerización del material en grosores de cerámica mayores (35,47).

Con respecto al tiempo de polimerización, un estudio realizado por Bader y Ehrmantraut concluyó que en general una resina compuesta para el sector anterior, de color universal, requiere de 40 segundos de iluminación para endurecer 3mm del material. Para el caso en que la polimerización se realice a través de esmalte dentario, se obtuvo profundidades de polimerización de 2.7mm con 3mm de estructura dentaria interpuesta, con 40 segundos de exposición, la cual aumento 2,84mm al aumentar el tiempo de exposición, por lo que el tiempo de exposición afectaría directamente la profundidad de polimerización, así como el grosor del tejido dentario interpuesto entre la luz y el material (16).

Es importante evaluar el grado de conversión del cemento debido a que un bajo grado de conversión de monómeros a polímero libera sustancias toxicas como consecuencia de una inadecuada formación de la estructura del polímero. Este parámetro es considerado también un factor clave en la modificación del perfil del material, afectando un amplio rango de propiedades mecánicas y pudiendo potencialmente causar reacciones biológicas adversas (11).

Una adecuada polimerización es, al igual que para las restauraciones de resina compuesta, un factor fundamental para la obtención de propiedades físicas optimas y de un comportamiento clínico satisfactorio del cemento. Una inadecuada polimerización del cemento afecta su resistencia, dureza, absorción de agua y estabilidad de color (9).

Es por esto que sería interesante determinar las propiedades físico mecánicas de las resinas compuestas fluidas, y establecer como la interposición de material ya polimerizado influye en las propiedades de estas mismas considerando su indicación para la cementación de restauraciones indirectas, la

cual basada principalmente en las ventajas que ofrecen estas resinas en sus propiedades ópticas y físicas, al compararla con los cementos de resina. Por lo que el propósito de este trabajo es evaluar *in vitro* la resistencia a la tracción diametral y dureza superficial de la resina fluida al ser utilizada como medio de cementación, polimerizándolas a través de Artglass® de diferentes grosores ya previamente polimerizados, a diferentes tiempos de aplicación de luz.

HIPÓTESIS.

Existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tracción diametral y dureza superficial Vickers de resinas fluidas polimerizadas con lámpara halógena a diferentes tiempos e interponiendo bloques de Artglass® de diferente grosor.

OBJETIVO GENERAL.

Determinar la resistencia a la tracción diametral y dureza superficial Vickers de resinas fluidas polimerizadas con lámpara halógena con distintos tiempos de activación, a través de bloques de Artglass® de diferente grosor.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar la tracción diametral de probetas de 4 mm de resina fluida polimerizadas a través de bloques de Artglass® de 3 mm por 40 y 60 segundos.
- Determinar la tracción diametral de probetas de 4 mm de resina fluida polimerizadas a través de bloques de Artglass® de 4 mm por 40 y 60 segundos.
- Determinar la dureza superficial Vickers de probetas de 4 mm de resina fluida polimerizadas a través de bloques de Artglass® de 3 mm por 40 y 60 segundos.
- Determinar la dureza superficial Vickers de probetas de 4 mm de resina fluida polimerizadas a través de bloques de Artglass® de 4 mm por 40 a 60 segundos.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

MATERIALES Y MÉTODOS.

Este estudio de tipo experimental “*in vitro*” se efectuó en primera instancia en el Laboratorio de Biomateriales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, la confección de probetas de estudio de resina fluida y en segunda instancia, la medición de sus propiedades mecánicas en el Instituto de investigaciones y Ensayos de Materiales (IDIEM) de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile y en el Laboratorio de Polímeros del Departamento de Física de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

En este se midió y comparó *in Vitro* la resistencia a la tracción diametral y la dureza superficial Vickers de la resina fluida Wave HV(SDI, Australia) color A3, polimerizada a diferentes tiempos e interponiendo bloques de Artglass®.

Proceso formación de probetas de estudio

Para efectos de este trabajo se constituyeron 4 grupos de prueba de 20 probetas cada uno más 1 grupo control de 10 probetas de resina fluida.

Para esta investigación se utilizaron 2 muestras de Artglass® de 6mm de diámetro y de diferentes alturas:

- Muestra de 3 mm de alto
- Muestra de 4 mm de alto

A través de estos especímenes de Artglass® se aplicó luz por medio de una lámpara halógena (3M ESPE, modelo Elipar™ 2500, st. Paul, Minnesota, U.S.A) para polimerizar incrementos de resina fluida en el interior de formadores metálicos de 4 mm alto y 6 mm de diámetro hasta enrasar la superficie, con tiempos de luz de 40 y 60 segundos colocando un cubre objetos entre los especímenes de Artglass® y

la resina a polimerizar hasta obtener 20 probetas de cada espécimen y 10 del grupo control.

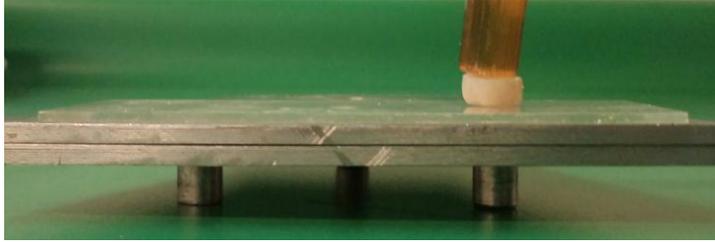


Figura 1. Polimerización de probetas de resina fluida.

Las probetas de resina fluida quedaron divididas en 5 grupos constituidos de la siguiente manera:

Tabla 1. Grupos de estudio.

Grupo	Grosor de Artglass® (mm)	Tiempo de Fotocurado(s)
1	3	60
2	3	40
3	4	60
4	4	40
5	-	40

A todos los grupos se les determinó la tracción diametral con una máquina de ensayos universales y la dureza superficial Vickers con un Microdurímetro.

Pruebas Mecánicas.

Resistencia a la tracción diametral

Se utilizaron 15 probetas por cada grupo de prueba y 6 probetas del grupo control, las cuales se sometieron al ensayo de tracción diametral en una máquina INSTRON® (modelo 3369, Norwood, Massachusetts, U.S.A).

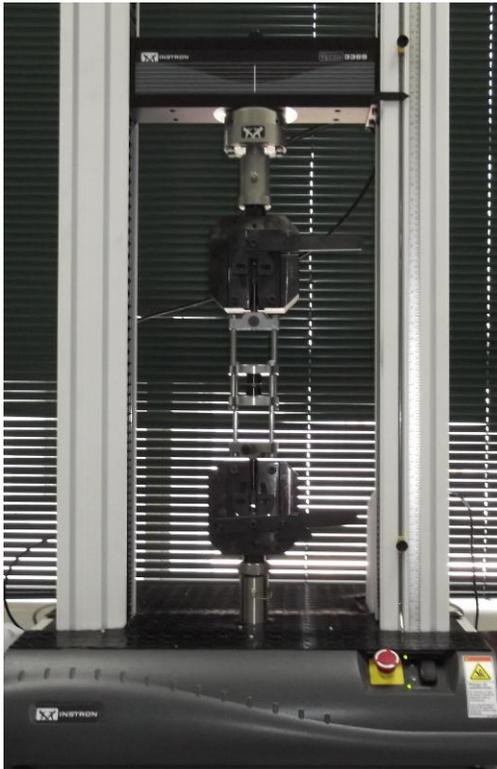


Figura 2. Máquina de ensayos universales INSTRON® 3369.

Cada cuerpo de prueba fue colocado en forma diametral sobre la platina de carga (figura 3), para luego ser comprimido a una velocidad de desplazamiento constante de 1mm/ min.

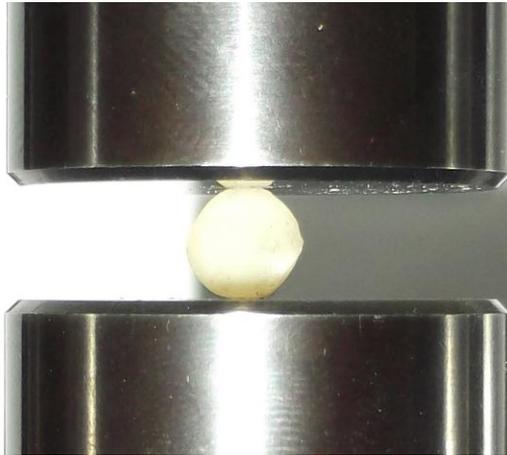


Figura 3. Probeta dispuesta sobre la platina de carga.

Se les aplicó una fuerza de manera perpendicular al eje mayor de cada probeta. Esta prueba consistió en aplicar una carga de compresión sobre el diámetro de un cilindro corto, lo que generó tracción desde el centro hacia fuera del cuerpo de prueba hasta el punto de resistencia máxima, esto es hasta el momento de fractura (10). (Figura 4)

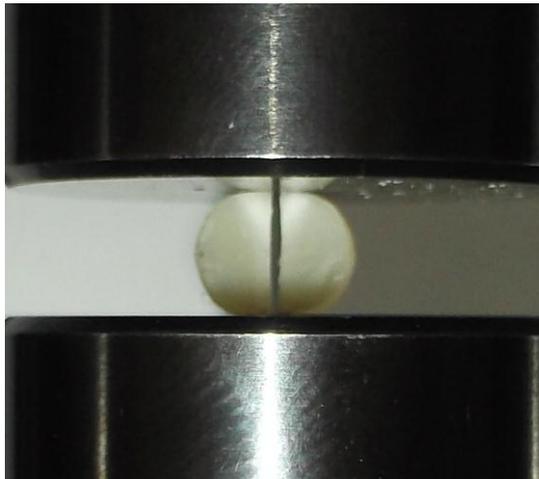


Figura 4. Probeta en el momento de su fractura.

Los resultados obtenidos en la máquina INSTRON® se registraron en Newton. Estos fueron transformados a Pascal (Pa), para esto primero se debe calcular el área del círculo de resina fluida y luego utilizar la siguiente fórmula(25):

$$T = \frac{F}{A}$$

F: Newton (N)

A: Metro cuadrado (m²)

Tensión de tracción (T): Pascal (Pa)

El pascal resulta ser una unidad pequeña para los estudios de resistencia a la tracción. Por ello se utiliza un múltiplo del mismo; el Megapascal (MPa).

Dureza superficial Vickers

Para este ensayo se utilizaron 5 probetas con 15 mediciones para cada grupo de prueba y 4 probetas con 8 mediciones para el grupo control, a las cuales se les sometió al ensayo de dureza superficial con una máquina de microdureza (Leica - Anton Para, modelo MHT-10 Microhardness Tester, Graz Österreich, Austria).

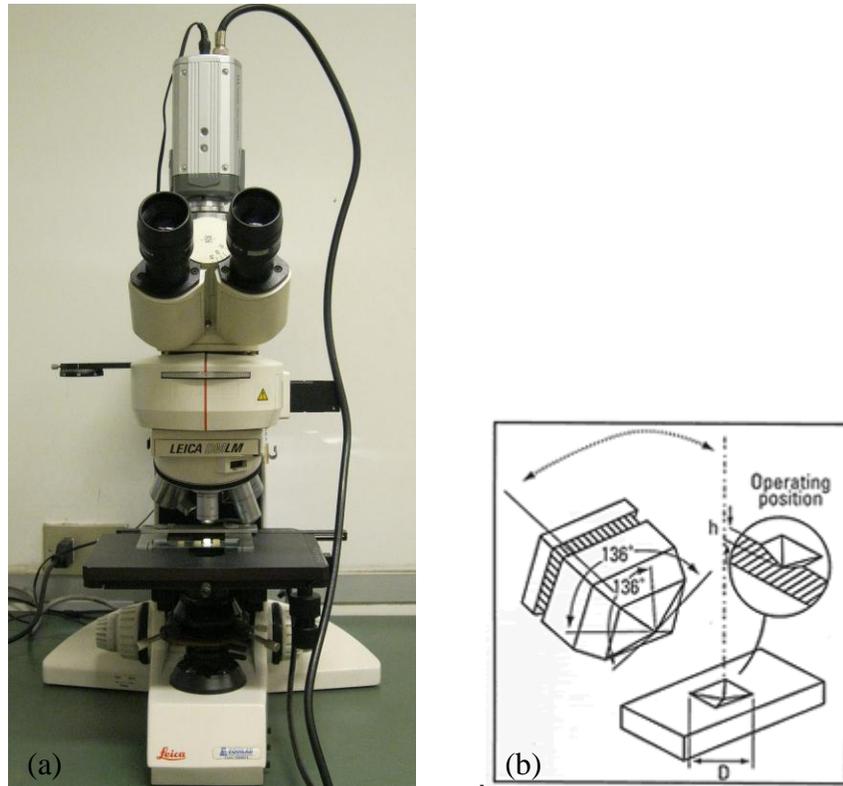


Figura 5. (a) Leica- Anton Parr MHT-10 Microhardness Tester. **(b)** Indentador de diamante.

El equipo para la prueba de dureza Vickers consistió de una máquina que soporta la probeta y permite un contacto gradual y suave entre esta y el penetrador el cual es un diamante de forma romboidal (figura 5b), bajo una carga predeterminada que se aplica durante un periodo de tiempo, siendo en este caso de 2N y 10s.



Figura 6.

Se observó la marca bajo microscopio (figura 6), la máquina midió las diagonales resultantes de la aplicación de la fuerza, y las promedió entre ellas.

Para determinar la dureza superficial se aplica la siguiente fórmula (25):

$$HV = \frac{\text{constante} \times \text{carga aplicada (gr)}}{\text{Promedio de las diagonales (micrones)}}$$

$$\text{Constante} = 1854.4$$

En este caso, la máquina entregó los valores de dureza Vickers (HV) no siendo necesaria la utilización de la fórmula presentada. (Figura 7)

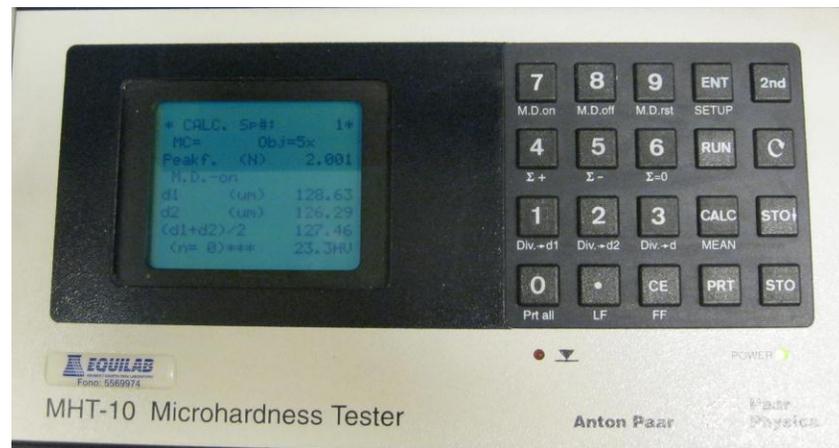


Figura 7.

Posteriormente utilizando el programa STATA, los datos obtenidos de cada grupo fueron sometidos a la prueba de Shapiro- Wilk para ver la normalidad de distribución de cada grupo. Luego los 5 grupos en estudio fueron sometidos al Análisis de Varianza (ANOVA), este análisis permite comprobar si existen diferencias significativas entre los promedios de tres o más grupos y para ello se calcula el valor F. Pero hay que dejar establecido que cuando encontramos el valor F sabremos si existe diferencia entre los grupos, pero no nos dice entre cuales grupos.

Posteriormente para determinar entre que grupos existen diferencias significativas se prosiguió a recurrir el test de Scheffé. Las diferencias fueron consideradas significativas si el valor de probabilidad (p) resulta inferior al 5% ($p < 0,05$) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis planteada.

$p < 0,05 \rightarrow$ significativo.

$p \geq 0,05 \rightarrow$ no significativo.

RESULTADOS.

Los resultados obtenidos fueron tabulados y sometidos a test estadísticos que se detallan a continuación.

Resistencia a la Tracción Diametral

Grupo 1: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 3 mm de Artglass® previamente endurecido por 60 segundos. (Tabla 2)

Muestra	Valores(Mpa)
1	37,6
2	36,5
3	26,7
4	38,4
5	35,4
6	35,3
7	37,0
8	29,7
9	28,6
10	25,1
11	30,4
12	26,5
13	29,5
14	34,4
15	32,1
Med. Arit.	32,20
Desv. Est.	4,46

Tabla 2. Datos correspondientes al grupo 1 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 2: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 3 mm de Artglass® previamente endurecido por 40 segundos. (Tabla 3)

Muestra	Valores(Mpa)
1	27,9
2	30,0
3	24,6
4	29,2
5	26,4
6	24,1
7	26,2
8	27,0
9	23,5
10	29,4
11	23,1
12	25,6
13	27,8
14	24,8
15	27,1
Med. Arit.	26,44
Dev. Estd.	2,17

Tabla 3. Datos correspondientes al grupo 2 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 3: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 4 mm de Artglass® previamente endurecido por 60 segundos. (Tabla 4)

Muestra	Valores(Mpa)
1	25,9
2	19,8
3	22,6
4	21,5
5	23,2
6	22,1
7	23,8
8	27,2
9	20,2
10	20,2
11	22,6
12	21,5
13	23,4
14	23,1
15	22,2
Med. Arit.	22,62
Dev. Estd.	2,00

Tabla 4. Datos correspondientes al grupo 3 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 4: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 4 mm de Artglass® previamente endurecido por 40 segundos. (Tabla 5)

Muestra	valores(Mpa)
1	15,7
2	15,8
3	17,9
4	12,4
5	17,3
6	12,6
7	14,2
8	12,0
9	13,9
10	19,7
11	10,6
12	15,8
13	14,0
14	13,9
15	14,9
Med. Arit.	14,70
Dev. Estd.	2,40

Tabla 5. Datos correspondientes al grupo 4 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 5: 4 mm de resina fluida fotopolimerizada a 40 segundos sin interposición de bloques de Artglass® previamente endurecido. (Tabla 6)

Muestra	Valores(Mpa)
1	44,4
2	45,1
3	40,6
4	44,9
5	42,8
6	44,7
Med. Arit.	43,76
Dev. Estd.	1,74

Tabla 6. Datos correspondientes al grupo 5 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo	Media Aritmética	Desviación Estándar	Frecuencia
1	32,19	4,46	15
2	26,44	2,17	15
3	22,62	2,00	15
4	14,70	2,40	15
5	43,76	1,74	6
Total	25,79	8,82	66

Tabla 7. Resumen de datos de Tracción Diametral correspondientes a Media Aritmética y Desviación Estándar por grupo.

Cada grupo fue sometido al test de normalidad de Shapiro- Wilk, que nos entregó que los datos obtenidos de cada grupo están normalmente distribuidos, por lo que se prosiguió a utilizar el test análisis de varianza ANOVA el cual nos permite comprobar si existen diferencias entre los promedios y el test de Sheffé. Los resultados se muestran a continuación.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Prob > F
Intergrupos	455.545.474	4	113.886.369	139.94	0.0000
Intragrupo	496.418.674	61	813.801.104		
Total	505.187.342	65	777.211.295		

Tabla 8. Análisis de Varianza

El test de Análisis de Varianza (ANOVA) dio como resultado que existen diferencias significativas entre los promedios de todos los grupos.

Test de Sheffé

Dif. entre promedios - sig. (p)	1	2	3	4
2	-5.75371 0.000			
3	-9.57701 0.000	-3.8233 0.015		
4	-17.4967 0.000	-11.743 0.000	-7.91972 0.000	
5	11.5645 0.000	17.3182 0.000	21.1415 0.000	29.0612 0.000

Tabla 9. Análisis comparativo de Tracción Diametral entre grupos.

El test de Sheffé muestra como resultado que existen diferencia significativas ($p < 0,05$) al comparar todos lo grupos.

Dureza Superficial Vickers

Grupo 1: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 3 mm de Artglass® por 60 segundos. (Tabla 10)

Muestra	valor 1 (HV)	valor 2 (HV)	valor 3 (HV)	Media Aritmética.
1	14	13,9	15	14,30
2	16,5	16,9	16,9	16,76
3	13,3	13,9	14,4	13,86
4	15	17,2	16	16,06
5	15,6	14,7	15,5	15,26
Med. Arit.				15,25
Des. Estd.				1,20

Tabla 10. Datos correspondientes al grupo 1 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 2: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 3 mm de Artglass® por 40 segundos. (Tabla 11)

Muestra	valor 1 (HV)	Valor 2 (HV)	valor 3 (HV)	Media Aritmética
1	13,6	13,4	15,7	14,23
2	13,3	15	14,6	14,30
3	15,3	14,6	14,6	14,83
4	14,6	13,3	15	14,30
5	12,7	13,1	13,4	13,60
Med. Arit.				14,15
Des. Estd.				0,65

Tabla 11. Datos correspondientes al grupo 2 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 3: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 4 mm de Artglass® por 60 segundos. (Tabla 12)

Muestra	Valor 1 (HV)	Valor 2 (HV)	Valor 3 (HV)	Media Aritmética
1	12,7	13	12	12,56
2	10,7	11	11,2	10,96
3	12,3	12,5	12,5	12,43
4	12	12,6	12,2	12,26
5	11,9	11,9	11,7	11,83
Med. Arit.				12,01
Des. Estd.				0,65

Tabla 12. Datos correspondientes al grupo 3 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 4: 4 mm de resina fluida polimerizada a través de 4 mm de Artglass® por 40 segundos. (Tabla 13)

Muestra	Valor 1 (HV)	Valor 2 (HV)	Valor 3 (HV)	Media Aritmética
1	12,2	11	10,8	11,33
2	9,8	8,8	9,8	9,46
3	9,9	10,4	8,8	9,70
4	13,6	11	11,7	12,10
5	11,2	10,2	10,4	10,60
Med. Arit.				10,64
Des. Estd.				1,10

Tabla 13. Datos correspondientes al grupo 4 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo 5: 4 mm de resina fluida fotopolimerizada a 40 segundos sin interposición de bloques de Artglass®. (tabla14)

Muestra	Valor 1(HV)	Valor 2(HV)	Media Aritmética
1	23,9	23,3	23,6
2	23,4	24,1	23,75
3	23,2	23,7	23,45
4	22,7	23,3	23,00
Med. Arit.			23,45
Des. Estd.			0,40

Tabla 14. Datos correspondientes al grupo 5 con su Media Aritmética y Desviación Estándar.

Grupo	Media Aritmética	Desviación Estándar	Frecuencia
1	15,25	1,20	5
2	14,15	0,65	5
3	12,01	0,65	5
4	10,64	1,10	5
5	23,45	0,40	4
Total	14,37	4,06	24

Tabla 15. Resumen de datos de Dureza Superficial Vickers correspondiente a Media Aritmética y Desviación Estándar por grupo.

Cada grupo fue sometido al test de normalidad de Shapiro- Wilk, lo que nos entregó que los datos obtenidos de cada grupo están normalmente distribuidos, por lo que se prosiguió a utilizar el test Análisis de Varianza (ANOVA) y el test de Sheffé. Los resultados se muestran a continuación.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Df	cuadrado medio	F	Prob > F
Intergrupos	348.823.372	4	87.205.843	109.46	0.0000
Intragrupo	143.398.889	18	.796660494		
Total	363.163.261	22			

Tabla 16. Análisis de Varianza

El test de Análisis de varianza (ANOVA) muestra que existen diferencias significativas entre los promedios de todos los grupos.

Test de Sheffé

Dif entre Promedios - Sig.(p)	1	2	3	4
2	-1.10667 0.453			
3	-3.24 0.001	-2.13333 0.026		
4	-4.61333 0.000	-3.50667 0.000	-1.37333 0.250	
5	8.19667 0.000	9.30333 0.000	11.4367 0.000	12.81 0.000

Tabla 17. Análisis comparativo de Dureza Superficial Vickers entre grupos.

El test de Sheffé dio como resultado que existen diferencia significativas al comparar todos lo grupos a excepción de los grupos: 1 con 2 y 3 con 4, los cuales no presentas diferencias estadísticamente significativas.

DISCUSIÓN.

Este estudio evaluó las propiedades mecánicas de distintas muestras de resina fluida Wave HV (SDI, Australia), variando el tiempo de iluminación e interponiendo bloques de Artglass® de distintos grosores.

En relación a la resistencia a la **tracción diametral** se puede determinar lo siguiente:

Para determinar cómo la interposición del Artglass® interviene en la tracción diametral de la resina fluida, se comparan los grupos que se polimerizaron a igual tiempo de exposición y diferente grosor de Artglass® de 3 y 4 mm. Sus resultados nos muestran que existen diferencias significativas favorables a los grupos que presentan menor grosor de Artglass® interpuesto, lo cual se debería a que la profundidad de curado se ve afectada por el material de restauración interpuesto entre la resina fluida y la lámpara halógena, y por ende, a mayor grosor, menor profundidad de fotopolimerización y por consecuencia disminuirá la resistencia a la tracción diametral.

Al analizar la influencia del tiempo de polimerización, se realiza la comparación de los grupos a los cuales se les hizo polimerizar la resina fluida manteniendo el grosor de Artglass® y variando el tiempo de exposición de luz de 40 a 60 segundos. Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de comparación siendo favorable para los grupos en que hubo mayor tiempo de polimerización, lo que nos indica que el tiempo de fotocurado es fundamental en la resistencia a la tracción diametral y esto se puede deber a que a mayor tiempo de exposición de luz mayor será el grado de conversión de monómero a polímero, por consiguiente mayor será su polimerización y por ende, mejor será la resistencia a la tracción diametral.

Ahora con respecto al grupo control, este presenta diferencias significativas con todos los grupos de prueba. Específicamente comparando el grupo control con los grupos que presentan el mismo tiempo de exposición que él (40s), pero

diferencias en relación al bloque de Artglass®, yendo desde no presentar bloque interpuesto en el caso control a presentar grosores de 3 mm y 4 mm en los restantes grupos. Los resultados revelan que el grupo de 3mm de Artglass® presenta una disminución de 17,32 MPa correspondiente al 40% de la resistencia a la tracción diametral del grupo control y cuando aumentamos el bloque de Artglass® a 4 mm hay una disminución de 29,06 MPa correspondiente al 67% en relación al control, lo cual ratifica que a mayor grosor del material de restauración menor será el paso de luz, menor será la profundidad de curado, y por ende, habrá una disminución en la resistencia a la tracción diametral.

Ahora bien haciendo una comparación del grupo control con los grupos que se expusieron 60 segundos a la luz de fotocurado tanto con Artglass® de 3mm y 4 mm, se puede observar mirando los resultados que existe una diferencia de promedios menor con el grupo control que en relación a los grupos que presentan 40 segundos de fotocurado, lo que nos dice que en casos en que la restauración indirecta sea de mayor profundidad será necesario aumentar consigo el tiempo de curado para lograr así equiparar en algún grado la polimerización de la resina fluida, trayendo consigo un aumento de resistencia a la tracción diametral.

Para corroborar lo dicho anteriormente, si se compara los grupos que presentan 3 mm de Artglass® interpuesto con 40 segundos de curado y 4 mm de Artglass® con 60 segundos, presentando diferencias significativas en sus resultados, estos dos grupos presentan la menor diferencia de promedio de MPa entre todos los grupos, lo cual tiene respuesta ya que al aumentar el grosor del bloque de Artglass® se aumento también el tiempo de exposición, lo que nos revelaría nuevamente que al aumentar el grosor del material de restauración es necesario amplificar el tiempo de exposición para así obtener propiedades mecánicas de valores superiores.

Por último, si comparamos cual de los dos factores es más relevante en la resistencia a la tracción diametral. A la luz de los resultados estos nos exhiben que el grosor de Artglass®, nuestro material restaurador, tiene más relevancia que

el tiempo de polimerización, ya que las diferencias de promedios en MPa es mayor cuando aumentamos en 1mm el material interpuesto que cuando disminuimos de 60 a 40 segundos el tiempo de curado.

Al ser la interposición del bloque de Artglass® el factor de mayor impacto en los valores de tracción diametral, el aumento en 20 segundos no compensa la disminución de valores que sufre la resina fluida al aumentar en 1mm el grosor del Artglass®, por lo que se deduce que quizás sería necesario aumentar el tiempo de exposición del haz de luz a un tiempo mayor que a 60 segundos en casos en que la restauración de Artglass® indirecta sea de una profundidad superior a 3 mm.

La resistencia a la tracción diametral experimentadas por los cilindros de resinas fluidas fue mejor en aquellos casos en que se aumentó el tiempo de exposición de luz, así como también en los grupos que presentan menor grosor de Artglass® interpuesto entre el foco de luz y el material a polimerizar y que son sometidos al mismo tiempo de polimerización.

Los resultados obtenidos en este estudio son complementarios a los obtenidos por Ehrmantraut y Bader, quienes en su estudio sobre polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias, determinaron que a mayor grosor de estructura dentaria interpuesta entre la resina y el foco emisor, se obtiene una menor profundidad de polimerización, lo que podemos extrapolar a nuestro estudio el cual a mayor grosor del Artglass® menor fue su polimerización y por ende se encontraron valores menores de tracción diametral (16).

Chan y Boyer, corroborando lo anterior, notaron en su estudio sobre polimerización de resinas compuestas que el grado de polimerización se redujo cuando la luz de activación pasó a través de dentina (48).

Referente a los resultados obtenidos de **dureza superficial Vickers** de los diferentes grupos podemos decir:

En general la mayoría de las comparaciones de resultados entre grupos presentan diferencias significativas a excepción de ciertos grupos de los cuales nos referiremos más adelante.

Relacionado a la implicancia del bloque de Artglass® interpuesto entre la resina fluida y la fuente lumínica, realizamos la comparación de los grupos que presentan el mismo tiempo de polimerización y diferencias en el grosor de los bloques de Artglass®, de 3 mm y 4 mm. Sus resultados presentan diferencias significativas favorable a los grupos de 3 mm de Artglass®, lo que nos indica que a mayor grosor de material interpuesto menor será el valor de dureza superficial Vickers, esto se puede explicar al igual que en el caso de resistencia a la tracción diametral por el grado de polimerización que sufre la resina fluida, el cual va a ser menor al interponerse un material de mayor grosor entre ella y la fuente de iluminación.

Si comparamos el grupo control el cual no presenta bloque de Artglass® con el resto de los grupos que presentan el mismo tiempo de polimerización que él (40s), podemos apreciar que existen diferencias significativas y sus diferencias de promedios nos indican que hay una disminución de 9,3 HV, correspondiente al 40% de la dureza del grupo control cuando interponemos 3 mm de Artglass® entre la resina fluida y la lámpara halógena. Ahora cuando aumentamos en 1mm el bloque de Artglass® este presenta una disminución del 55% con respecto al grupo control. Lo que nos reitera que al interponer un material restaurador entre la resina fluida y la lámpara de fotocurado, estamos disminuyendo el paso de luz, por lo que hay una disminución en la polimerización de la resina fluida y por consecuencia una baja en las propiedades mecánicas del material.

Ahora es de relevancia analizar los grupos que no presentaron diferencias significativas entre sí, son los casos en que se mantuvo el grosor de Artglass® interpuesto mas hubo variación en el tiempo de polimerización de 40 a 60

segundos, estos conservan siempre una leve diferencia positiva para los grupos fotopolimerizados a mayor tiempo, la que no alcanza a ser estadísticamente significativa. Esto nos indicaría que el factor tiempo específicamente en el aumento de 20 segundos no incide mayormente en el acrecentamiento de la dureza superficial Vickers. Esto podría deberse a que las mediciones realizadas fueron ejecutadas en la capa superior de las probetas en estudio, la capa más cercana a la fuente de fotocurado, por lo que podríamos establecer que presenta una mayor polimerización que el resto de la muestra. Por consiguiente, el aumento de luz no incidiría es gran medida como quizás sería el caso de realizar las mismas mediciones en la capa inferior de las probetas, lo cual sería interesante de realizar en un próximo estudio para su posterior comparación.

Estos resultados son complementarios con los obtenidos por Murchinson y Moore, que determinaron que la dureza superficial de lanners fotoactivados varía significativamente al ser expuesta a distintos tiempos de activación (20s, 40s y 60s), si bien en nuestro estudio no se encontraron diferencias significativas, esto se puede explicar por la variable del bloque de Artglass® interpuesto, mas si hubo un aumento en sus valores al acrecentar el tiempo de exposición (16).

Onese et al., encontraron que la dureza de las resinas en las partes profundas de las cavidades, mejoró significativamente por la entrega de luz adicional directamente en la superficie de los especímenes seleccionados (49).

Al igual que nuestros resultados, El – Mowafy y Rubo determinaron que la polimerización a través de bloques de resina Compuesta siempre resulta en una disminución de los valores de dureza Knoop de los cementos de resina de curado dual. Estos valores disminuyeron en un 50% o más cuando el grosor de del bloque de resina compuesta interpuesto fue igual o mayor a 4 mm (50).

Sin embargo, Hansen y Asmusen determinaron que la dureza superficial de una resina compuesta polimerizada no asegura que el total de masa haya adquirido condiciones mecánicas óptimas (51).

Dimensiones entre 3 a 4 mm son comunes para inlays/ onlays de Artglass®, lo que podría acarrear problemas de polimerización de la resina fluida subyacentes a estos grosores, por consiguiente acarrearía una disminución en sus propiedades mecánicas. En tales situaciones, las resinas fluidas podrían esperar aumentar, pero no asegurar una óptima profundidad de curado, pero todo esto depende del tiempo de luz a las que serán sometidas en su fotopolimerización, en estos casos es recomendable aumentarlo porque se ha comprobado que se obtienen mejores resultados en sus propiedades mecánicas.

CONCLUSIÓN.

En el presente trabajo de investigación, se realizó un análisis comparativo *in vitro* de dos propiedades mecánicas, resistencia a la tracción diametral y dureza superficial de resina fluida fotopolimerizada con lámpara halógena a diferentes tiempos con interposición de bloques de Artglass®.

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo, se puede concluir lo siguiente:

- Con respecto a la propiedad mecánica de resistencia a la tracción diametral, se encontró diferencias significativas en la comparación de los resultados entre todos los grupos de estudio. Se obtuvo mayores valores a medida que se aumentó el tiempo de polimerización y se disminuyó el grosor del bloque de Artglass® interpuesto.
- Referente a la propiedad mecánica de dureza superficial Vickers, no se encontró diferencias significativas en la comparación de los resultados entre los grupos en que el tiempo de polimerización fue diferente, mas si se encontraron diferencias significativas cuando se interpuso bloques de Artglass® manteniendo el tiempo de curado. Obteniéndose menores valores cuando aumentamos el grosor del bloque de Artglass® interpuesto.
- Con esto podemos deducir que el tiempo de luz aplicado a través de bloques de Artglass®, es determinante para obtener mejores valores de resistencia a la tracción diametral de las probetas de resina fluida. A medida que aumenta el tiempo de exposición de luz, aumenta las propiedades mecánicas.
- Al aumentar el grosor del bloque de Artglass® manteniendo el tiempo de fotocurado se disminuyen los valores tanto de tracción diametral como dureza superficial Vickers, por lo que se debe necesariamente aumentar

el tiempo de exposición de luz, con el fin de obtener una mayor propiedad mecánica de la resina fluida.

- Y por último se puede concluir que el grosor del Artglass® es una variable de mayor incidencia en los valores de tracción diametral y dureza superficial en comparación al tiempo de fotocurado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Urzúa I, Stanke F. Nuevas estrategias en cariólogía, factores de riesgo y tratamiento. 1999. 125 p.
2. Bader M, Astorga C, Baeza R, Ehrmantraut M, Villalobos J. Biomateriales Dentales . Tomo 1. Propiedades generales. 1o ed. 2004. 194 p.
3. Craig R, O´ Brien, Power J. Materiales Dentales. 6o ed. Ed. Harcourt Brace; 1996. 294 p.
4. Barrancos J. Operatoria Dental. 4o ed. Ed. Medica Panamericana; 2006. 1306 p.
5. Machi. Materiales dentales. 4o ed. Ed. Medica Panamericana; 2007. 406 p.
6. Pérez C, Bader M, Ehrmantraut M. Análisis comparativo in vitro de dos deromeros y una resina compuesta de procesamiento indirecto. Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1999;17(2):9–28.
7. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. J Prosthet Dent. 2004 Jun;91(6):554–60.
8. Calderón E. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, Ude Chile; 2004.
9. Borquez C. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de porcelana. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2006.
10. Fuentes C. Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluida. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2004.
11. Guede C. Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloques de resina compuesta previamente endurecidas. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2006.
12. Anusavice KJ, Phillips D. Ciencia de los materiales dentales. 11o ed. Ed Madrid: Elsevier; 2004. 805 p.

13. Farías P. Estudio comparativos in vitro de la resistencia al cizallamiento de restauraciones indirectas de resina compuesta cementada con resina fluida(flow) y con cemento de resina dual fotopolimerizada con lámpara L.E.D. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2007.
14. Solís G. Analisis comparativo in vitro de la resistencia abrasiva entre una resina compuesta fluida y un cemento de resina de polimerización dual. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2004.
15. Sepulveda G, Cortes M, Stanke F. Técnica clínica inmediata para incrustaciones de resina compuesta. Revista de la sociedad de operatoria de Chile. 1992;:55–70.
16. Ehrmantraut M, Bader M. Polimerización de resinas compuestas a través de estructura dentaria. Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1994;12(2):22–7.
17. Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. J Oral Rehabil. 2002 Jun;29(6):528–33.
18. Perdigão J, May KN Jr, Wilder AD Jr, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. Oper Dent. 2000 Jun;25(3):186–94.
19. Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. Dent Mater. 1998 Mar;14(2):99–105.
20. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):275–81.
21. Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent. 2004 Feb;29(1):42–8.
22. Sepúlveda C. Evaluación de la tinción en la interfase entre incrementos de resina compuesta con y sin el uso de una resina fluida entre ellos. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2010.
23. Echeverría S. Estudio comparativo in vitro de la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de resina compuesta cementada con cemento de polimerización dual y con resina fluida. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2006.

24. Guerrero P. Estudio comparativo in vitro de la microfiltración de restauraciones estéticas indirectas a base de resina compuesta fijada con cemento de resina de polimerización dual y con resina fluida. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2009.
25. Beros I. Estudio comparativo in vitro de la tracción diametral y dureza superficial, entre una resina compuesta fluida y dos cementos de resina de curadodual. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2006.
26. Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Nunes TG. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):823–30.
27. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995 Jun;73(6):515–24.
28. Abate P. Alternativas en materiales plásticos estéticos para el sector posterior. *Rev. A.O.A.* 1998;86:390–5.
29. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 2011 Ene;27(1):29–38.
30. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998 May;129(5):567–77.
31. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2001 May;17(3):253–9.
32. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280–301.
33. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):191–7.
34. Maureira V. Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tensión diametral de una resina compuesta en base a dimetacrilatos y otra en base a siloranos. Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología, U de Chile; 2009.
35. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent.* 2004 Feb;29(1):9–15.
36. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999 Mar;15(2):128–37.

37. Moon PC, Tabassian MS, Culbreath TE. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent.* 2002 Jun;27(3):248–53.
38. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004 Oct;92(4):359–64.
39. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep;92(3):265–73.
40. Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol. Scand.* 1995 Feb;53(1):29–34.
41. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent.* 2009 Jun;34(3):306–11.
42. Beun S, Bailly C, Dabin A, Vreven J, Devaux J, Leloup G. Rheological properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA flowable resin composites with various macrofiller/microfiller ratio. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):198–205.
43. Barceleiro MDO, De Miranda MS, Dias KRHC, Sekito T Jr. Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Oper Dent.* 2003 Ago;28(4):423–8.
44. Petrasic L, Perez J. Nuevos criterios en obturaciones directas. *Rev. Mundo dental.* 2004 Ago;:39–40.
45. Yazici AR, Baseren M, Dayangaç B. The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities. *Oper Dent.* 2003 Feb;28(1):42–6.
46. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc.* 2003 Jun;134(6):721–8.
47. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 1990 Mar;63(3):295–300.
48. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite resins through dentin. *J Prosthet Dent.* 1985 Nov;54(5):643–5.
49. Onose H, Sano H, Kanto H, Ando S, Hasuike T. Selected curing characteristics of light-activated composite resins. *Dent Mater.* 1985 Abr;1(2):48–54.

50. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc.* 2000 Mar;66(3):147.
51. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993 Feb;101(1):62–4.