



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS



**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.**

Verónica Alejandra Maureira González

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

TUTOR PRINCIPAL:
Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar.

TUTOR ASOCIADO:
Dr. Pedro Terrazas Soto.

Santiago - Chile
2009

INDICE

RESUMEN.....	1
INTRODUCCIÓN.....	3
MARCO TEÓRICO.....	7
HIPÓTESIS.....	29
OBJETIVO GENERAL.....	29
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	29
MATERIALES Y MÉTODOS.....	30
RESULTADOS.....	40
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	45
DISCUSIÓN.....	50
CONCLUSIONES.....	53
SUGERENCIAS.....	54
BIBLIOGRAFÍA.....	55

RESUMEN

Se realizó un estudio comparativo *in vitro* con el fin de evaluar y comparar la resistencia a la tensión diametral de dos resinas compuestas, una en base a dimetacrilatos y la otra en base a siloranos.

Para lograr este objetivo se confeccionaron 40 cuerpos de prueba de resina de restauración directa, divididos en 2 grupos experimentales (20 probetas en cada grupo) utilizando un formador de probetas de acero inoxidable estandarizado. Las resinas utilizadas fueron:

- Filtek™ P60 (3M ESPE, USA), color A3, LOT 8NK, V: 2011-07.
- Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA), color A3, LOT 8BU, V: 2009-11.

Las probetas de forma cilíndrica de 6 milímetros de diámetro por 3 milímetros de alto, fueron polimerizadas con una lámpara de fotocurado Elipar™ 2500 de 3M ESPE, durante 40 segundos por cada lado. Estos cuerpos fueron almacenados en una estufa tipo Heraeus a una temperatura de 37° +/- 1° C y a 100% de humedad relativa, simulando las condiciones de la cavidad bucal, hasta el momento de la prueba de compresión diametral.

Cada cuerpo de prueba fue sometido al test de tensión diametral utilizando una máquina o tensiómetro marca Tinius Olsen H5K-S.

Cada probeta fue colocada diametralmente sobre la platina de carga, para luego ser comprimida a una velocidad de desplazamiento fija de 1cm/min. Al ejercer la carga sobre el diámetro de la probeta, se generó una compresión en el plano de aplicación de la fuerza y, a su vez, tracción desde el centro hacia la periferia del cuerpo de prueba hasta el punto de su fractura.

Los resultados obtenidos fueron en promedio de 353,31 MPa para la resina compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE, USA) y de 329,53 MPa para la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA).

Al tener estos resultados una distribución normal, se aplicó un análisis estadístico mediante la prueba T-Student. Visto desde la perspectiva de la resistencia a la tensión diametral, se llegó a la conclusión que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos sistemas de resinas compuestas con un valor $p= 0,282$

INTRODUCCIÓN

La odontología es una ciencia biomédica que se ocupa de todas aquellas enfermedades que afectan al sistema estomatognático, el cual está compuesto por un conjunto de órganos y estructuras, entre los que se encuentran las piezas dentarias, que al igual que todo el conjunto se ven afectadas por diferentes patologías, entre las cuales, las que con mayor frecuencia se presentan son la enfermedad periodontal y la caries dental.

La caries dental es definida como una enfermedad infectocontagiosa, de carácter multifactorial, crónica, polimicrobiana y localizada, que se caracteriza por la destrucción de los tejidos duros del diente a causa de los ácidos orgánicos producidos durante la fermentación bacteriana de los hidratos de carbono consumidos en la dieta⁽¹⁾. Su aparición depende de tres factores primarios que son: el hospedero representado por las piezas dentales, la microbiota o microorganismos de la región y la dieta consumida. Estos tres factores primarios representan la clásica tríada de Keyes, a la cual se ha agregado un cuarto factor que es el tiempo en que ellos coexisten.

Al ser la caries una enfermedad de tipo crónica, provoca un deterioro progresivo y silencioso del tejido dentario, que si no es detectado oportunamente, se torna irreversible y la autoreparación de los tejidos afectados no ocurre pues se rompe el equilibrio remineralización-desmineralización, inclinándose hacia la desmineralización, produciendo una desintegración de los tejidos duros del diente, y con ello la pérdida de estructura dentaria en mayor o menor envergadura. Cuando esto ocurre, la vía de tratamiento debe ser necesariamente quirúrgica, es decir, eliminar mecánicamente los tejidos dañados y adoptar las medidas necesarias para que los tejidos remanentes permanezcan sanos. Sin embargo, esto dejará una secuela sobre la pieza dañada, que se manifiesta como una cavitación, la cual debe ser restaurada⁽²⁾.

Para reparar dichas secuelas se debe recurrir al uso de biomateriales odontológicos, que permitan que la pieza afectada recupere su forma, y con ello, su función y estética, lo cual además permitirá conservar la salud y el equilibrio del ecosistema bucal⁽²⁾.

Para restaurar las piezas dentarias dañadas, se cuenta con numerosos biomateriales dentales, dentro de los cuales se encuentran las resinas compuestas, que corresponden a uno de los materiales restauradores de mayor uso en Chile⁽³⁾. Esto se debe principalmente a sus propiedades estéticas⁽⁴⁾.

Sin embargo, los composites presentan algunos problemas, como son la contracción de polimerización, un coeficiente de dilatación térmica diferente al de la pieza dentaria y una técnica restauradora altamente sensible. Estos factores en combinación con la posible falla en la adhesión del composite a la estructura dentaria, son los responsables directos de la microfiltración marginal, lo que implica la posibilidad de aparición de caries recidivantes o secundarias y por lo tanto, el fracaso de la restauración.

La contracción de polimerización es resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas de monómeros, ya que ellas deben aproximarse para poder reaccionar antes de polimerizar. Los monómeros se encuentran alejados 4 nanómetros unos de otros. Para polimerizar, esta distancia debe reducirse a 1.5 nanómetros, que corresponde a la distancia de la unión covalente. La suma de acercamientos espaciales de los monómeros provoca una reducción volumétrica del material, la cual es aproximadamente entre un 2% a un 5% de su volumen total⁽⁴⁹⁾, por lo tanto, la contracción de polimerización va a depender entre otras cosas de la cantidad y del tamaño de las moléculas de monómero a polimerizar⁽⁵⁾.

Es sabido también que, mientras mayor sea la cantidad de relleno inorgánico que presenten las resinas compuestas, menor será la contracción durante la polimerización, ya que se disminuye la cantidad de matriz orgánica en la fórmula del composite. La cantidad de relleno de los composites fluctúa entre un

70% a un 80% del peso total de la masa y, el tamaño de las partículas de este mismo va desde 0.002 micrones hasta los 3 micrones. Por lo tanto, incrementar el contenido de relleno y reducir el promedio de tamaño de las partículas, es el método más utilizado para obtener resinas compuestas con menor contracción de polimerización. Sin embargo, el agregado de mayor porcentaje de relleno tiene un límite, el cual ya no es posible de superar.

Debido a lo anterior es que surgen técnicas clínicas de obturación para compensar la contracción de polimerización, tales como la técnica incremental que consiste en agregar pequeñas capas de resina compuesta a la preparación cavitaria, lo que ayuda en el control de los vectores de contracción, permitiendo que cada capa se contraiga antes de aplicar las siguientes. Sin embargo, luego de la aplicación de esta técnica aún sigue persistiendo contracción en la junta adhesiva.

Es por ello que constantemente se están generando investigaciones tendientes a desarrollar nuevos productos con mejores características y comportamiento clínico. Es así como en el año 2007 se introduce en el mercado Filtek™ P90 Silorane, resina compuesta desarrollada por 3M ESPE^(6, 7), para evitar la influencia de la contracción de polimerización. Esta resina presenta una estructura polimérica diferente a la de las resinas convencionales y está constituida en base a grupos oxiranos y siloxanos. Los oxiranos aportan la característica de muy baja contracción y, los siloxanos son conocidos por su hidrofobicidad, lo cual limita la captación de agua del composite en el tiempo, conservando su resistencia⁽⁸⁾.

Este nuevo material restaurador polimeriza mediante una reacción catiónica por apertura de anillo, lo cual provoca un menor acortamiento de la distancia entre los monómeros que reaccionan para formar las cadenas poliméricas. Esto significa a nivel volumétrico, que habrá menos contracción de polimerización con los beneficios que esto conlleva en la integridad marginal de la restauración^(9, 10).

Dado que en este nuevo composite cambia la estructura química de los monómeros, evidentemente el sistema adhesivo deberá ser compatible con el material, por lo tanto, el adhesivo también deberá ser en base a oxiranos y en este caso se utiliza un adhesivo en base a oxiranos con características de autoacondicionante.

Este sistema restaurador en base a siloranos está indicado solamente para restaurar molares y premolares, en preparaciones de clase I y clase II de Black⁽¹¹⁾.

Conociendo que a nivel dentario posterior, las fuerzas masticatorias ejercen una carga mucho mayor en comparación a la ejercida a nivel de incisivos, es necesario que el material restaurador que se utilice para reemplazar las estructuras dentarias a nivel posterior tenga la capacidad de resistir adecuadamente dichas cargas, sin fracturarse o bien siguiendo un patrón de desgaste similar al de las estructuras dentarias.

Como este material de restauración cambió la química de polimerización, surge la duda de si este nuevo esquema de endurecimiento del composite logrará generar una matriz orgánica lo suficientemente cohesionada y resistente para soportar las cargas oclusales.

Es por esto, que en el presente trabajo de investigación se analizará el grado de resistencia a la tensión diametral de este nuevo tipo de material de restauración en base de siloranos, comparándolo con una resina compuesta en base de dimetacrilatos convencionales de uso en molares y premolares.

MARCO TEÓRICO

La rápida y continua evolución de la ciencia ha permitido a los profesionales del área de la salud disponer de una gran cantidad de información, tecnología, nuevos recursos y alternativas de tratamiento para enfrentar los problemas que día a día aquejan a la población, por lo tanto, en la actualidad el desafío en el área de la odontología implica seleccionar y aplicar correctamente el conjunto de conocimientos, recursos y tecnologías disponibles.

En Chile, como en casi todo el mundo, la caries dental es la enfermedad infectocontagiosa más prevalente de la cavidad bucal. Si bien los esfuerzos de la odontología están enfocados hacia la prevención, nuestra realidad actual nos obliga a realizar acciones clínicas destinadas a la limitación del daño y a la rehabilitación de las piezas dentarias afectadas por la pérdida de tejido, ya sea de esmalte o de dentina.

La odontología restauradora, como especialidad contemporánea, es una disciplina de mucha importancia dentro de la odontología. Incluye procedimientos de promoción y prevención en salud bucal y la realización de restauraciones con el propósito de devolver la función mecánica y el aspecto estético natural de las piezas dentarias afectadas ya sea por caries, traumatismos, defectos congénitos u otros procesos patológicos, así como también de restablecer la salud de los tejidos de soporte periodontal. Uno de sus principales desafíos, al igual que en épocas pasadas, corresponde al desarrollo y selección de materiales restauradores biotolerados, que puedan resistir las condiciones existentes en la cavidad bucal y, que logren reemplazar las superficies dentarias afectadas, manteniendo sus características.

Los materiales dentales restauradores deben cumplir con los siguientes objetivos generales, para alcanzar el equilibrio del sistema estomatognático.^(2, 12)

- 1.- Devolver la forma anatómica a las piezas dentarias afectadas ya sea por caries dental, traumatismos, malformaciones congénitas y/o por causas hereditarias, que han dejado como secuela una pérdida de sustancia o un debilitamiento de los tejidos dentarios y con ello recuperar también la función perdida.
- 2.- Obtener una armonía óptica, en la medida de lo posible, para que así el área restaurada no se diferencie del resto de la pieza dentaria. Para lograr dicho objetivo es necesario que los materiales restauradores presenten un comportamiento frente a la incidencia de la luz, similar al remanente dentario.
- 3.- Devolver y mantener en el tiempo, la salud de complejo pulpodentinario y del tejido óseo peridentario, para dar un adecuado sustento al tratamiento rehabilitador.
- 4.- Lograr integridad marginal, evitando de este modo la entrada de contaminantes y microorganismos desde el medio ambiente oral, así como también el movimiento de fluidos a través de las interfaces diente-restauración impidiendo de esta forma la recidiva de la enfermedad.
- 5.- Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal, para impedir el inicio de nuevas patologías buco-dentarias.

Lo expresado anteriormente, indica que los materiales dentales deben a su vez, cumplir con una serie de requisitos, tales como estabilidad dimensional, correspondencia óptica con la estructura dentaria, durabilidad, resistencia mecánica ante las fuerzas masticatorias, adhesión química a las estructuras dentarias, compatibilidad biológica y por último que se pueda manipular y moldear en forma directa sobre las preparaciones cavitarias⁽¹³⁾.

Para lograr estos fines, la industria odontológica ha desarrollado a lo largo del tiempo, diversos tipos de materiales de restauración. Estos materiales deben

cumplir con especificaciones y normas en cuanto a su elaboración, así como también establecer de forma precisa las indicaciones de uso clínico. Lamentablemente, aún no se ha logrado obtener un material que cumpla con todos los requisitos ideales antes mencionados, es decir, aun no se logra obtener un material de restauración ideal^(2, 14, 15).

Cada uno de los materiales disponibles poseen diferentes características y propiedades, por lo cual pueden ser utilizados en diversas situaciones clínicas, y por ello es el profesional, cuando se ve enfrentado a una situación específica, el que debe decidir que material utilizar entre aquellos presentes en el mercado.

Actualmente, a pesar de la gran cantidad de materiales de restauración existentes, la creciente demanda estética exigida por los pacientes y la progresiva disminución en el uso de amalgamas para restaurar piezas dentarias posteriores, apuntan a la obtención de restauraciones estéticas, ya no solamente en el sector dentario anterior, sino que también en el sector dentario posterior, lo que ha generado una intensa investigación de materiales adhesivos con características estéticas⁽⁴⁾.

Hoy en día, el tratamiento restaurador estético directo se lleva a cabo gracias a la interacción entre un biomaterial odontológico y la estructura dentaria. Para ello se utiliza un sistema adhesivo que permite una unión mecánica y funcional entre las paredes dentarias y el material restaurador, siendo el objetivo principal que ambas estructuras funcionen como una sola unidad. No obstante, para lograr esta unidad, desde el punto de vista adhesivo, se deben involucrar una serie de técnicas y materiales que se han ido desarrollando y perfeccionando de forma muy diferente a lo largo de la historia. De acuerdo a lo anterior, los materiales restauradores estéticos mayormente utilizados en la clínica odontológica, se han centrado en el uso de cuatro elementos:

- 1.- **Silicatos:** Materiales utilizados ampliamente hasta la década de 1970. Sin embargo presentaron características adversas tales como: alta acidez, nula

adhesión a estructuras dentarias, largo tiempo de endurecimiento y baja resistencia mecánica⁽¹⁶⁾, lo que provocó una significativa disminución en su uso.

- 2.- **Polímeros de Metacrilato de Metilo (Acrílicos)**: Aparecieron hacia 1945. Químicamente corresponden a un polímero orgánico de polimetacrilato de metilo. Con el correr del tiempo fueron presentando una serie de desventajas, entre las cuales se pueden destacar: un coeficiente de variación dimensional térmica diez veces mayor respecto del que presentan las estructuras dentarias, alto porcentaje de contracción al polimerizar, baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y por último, generación de calor al polimerizar⁽¹⁶⁾.
- 3.- **Vidrio Ionómero**: Fue desarrollado en el año 1972. Es un material que posee un coeficiente de expansión térmica similar al de las piezas dentarias, liberación de flúor y además, adhesión química al esmalte y la dentina, pero presenta solubilidad en el medio bucal y defectos en las propiedades mecánicas⁽¹⁷⁾.
- 4.- **Resinas Compuestas**: Se introdujeron en el mercado en la década de 1960. Corresponde al material dental de mayor uso y desarrollo a nivel mundial, debido a que logran una muy buena mimetización con las estructuras dentarias, a su cómoda manipulación directamente sobre las preparaciones cavitarias, a su insolubilidad en el medio bucal y a un muy buen pulido⁽¹⁸⁾.

RESINAS COMPUESTAS

Después de múltiples experiencias, el doctor Rafael L. Bowen en el año 1962 introduce, en el mercado, en reemplazo del metacrilato de metilo, un monómero de alto peso molecular que denominó Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato). Debido a su mayor peso molecular, la contracción que se generaba al polimerizar era menor en comparación a las resinas acrílicas. Por otro lado, se adicionó un refuerzo en base a partículas de cuarzo, unidas por un agente de acoplamiento a la matriz polimérica.

Es así como comenzó el surgimiento de una nueva generación de materiales restauradores denominados Resinas Compuestas o Reforzadas (Composites)^(1, 13), que corresponden a un material plástico de obturación directa, es decir, que es llevado a la boca en un estado en que es fácil de manipular y dar la forma que se necesite y que luego, por un procedimiento específico endurecen.

El término material compuesto puede definirse como la combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes unidos entre sí por un agente de enlace, con una clara interfase separando los componentes⁽¹⁸⁾. La tecnología de los materiales compuestos consiste en que cada fase aporta ventajas y que la unión de estos elementos mejora el funcionamiento y las propiedades con respecto al que cada uno tendría por separado.

De acuerdo con lo anterior, las resinas compuestas dentales están formadas por tres materiales químicamente distintos: la matriz o fase orgánica, el relleno o fase inorgánica y, un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno. Esta estructura básica, se ha mantenido desde su aparición hasta la actualidad, sin mayores cambios. A continuación se describen los componentes básicos de las resinas compuestas:

- **Fase Orgánica o Matriz:** Corresponde a una combinación de monómeros difuncionales o trifuncionales, junto a un sistema iniciador para la polimerización por radicales libres y estabilizadores que permiten maximizar la estabilidad de almacenamiento de la resina compuesta no polimerizada y la estabilidad química de la resina polimerizada⁽¹⁸⁾. Esta fase orgánica fue desarrollada a partir de una resina epóxica, cuyos grupos terminales son reemplazados por grupos metacrilato que son más susceptibles de polimerizar. Como resultado no se obtiene una resina epóxica, sino un metacrilato aromático que da más rigidez y resistencia a la molécula.

Debido a que el BisGMA es muy viscoso para utilizarse solo, se utilizan otros monómeros de dimetacrilato con un menor peso molecular con el objetivo de lograr una adecuada viscosidad para la incorporación de rellenos. Generalmente, los monómeros utilizados como diluyentes del BisGMA son el metacrilato de metilo (MMA), el dimetacrilato de tetraetilenglicol (TEGDMA) y el etilenglicol dimetacrilato (EDMA). Al bajar la viscosidad de la mezcla monomérica se puede incorporar más relleno dentro de ella⁽¹⁹⁾. El BisGMA, es el monómero más utilizado en la fabricación de composites modernos, ya sea solo o asociado al dimetacrilato de uretano. Integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20%.

- **Relleno Inorgánico:** Representado por partículas inorgánicas que se agregan en forma dispersa a la matriz orgánica o resinosa, con el objeto de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas. Esta fase inorgánica potencia en gran medida las propiedades de las resinas compuestas, en comparación a los antiguos materiales estéticos, de tal forma que refuerza al material mejorando las características de su resistencia; además mejora la manipulación del composite, le otorga radiopacidad y aminora los cambios dimensionales térmicos y la contracción de polimerización^(20, 21). Esta última ventaja se debe a que se disminuye la cantidad de monómero por unidad de volumen y, por ende, la contracción de polimerización.

En general, las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica que equivale a un tercio o a la mitad del correspondiente a las resinas acrílicas sin relleno, y por lo tanto se aproximan más al valor que posee la estructura dentaria⁽²¹⁾.

Se han utilizado diversos tipos de relleno en las resinas compuestas. Al comienzo, se utilizaron partículas de cuarzo de forma irregular, de gran tamaño (30 a 40 micrones) y dureza. Posteriormente, se utilizaron partículas de sílice coloidal esféricas de entre 0.02 a 0.04 micrones de diámetro, así como también se reemplazó el cuarzo por borosilicato, estroncio o circonio aunque también se ha incluido silicato de litio y aluminio, y diversos vidrios de aluminosilicatos. Actualmente, los rellenos más usados son vidrios de bario, zinc e itrio. Es destacable el uso de silicato y aluminio como rellenos, ya que poseen un coeficiente de expansión térmico negativo, motivo por el cual se reduce aún más este coeficiente en la resina compuesta^(21, 22). Las partículas de relleno pueden tener forma de filamento, forma esférica, forma irregular y plana, y su tamaño puede variar hasta un máximo de 30 micrones o incluso 40 micrones. Sin embargo, actualmente la tendencia es a reducir el tamaño de las partículas de tal manera que el diámetro promedio sea del orden de 0.4 a 0.8 micrones^(21, 22). Generalmente las resinas compuestas contienen entre un 70 a 75% en peso de relleno en su matriz, aunque hay productos que indican un 80% en peso de partículas de relleno.

- **Agente de Acoplamiento:** Es evidente que para que el material tenga un comportamiento mecánico adecuado, debe haber una buena unión entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico, esto es necesario no solo para lograr las mejores propiedades mecánicas sino que también para evitar que penetre agua en la interfase matriz-relleno. El agente de acoplamiento cubre el sustrato inorgánico y actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica otorgando cohesión al material. Los más utilizados son los compuestos órgano-silanos, que son moléculas con doble polaridad, es

decir, bifuncionales, ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos con la superficie inorgánica, de esta manera este órgano-silano une químicamente el relleno a la matriz resinosa⁽¹⁸⁾.

Además existen otros componentes adicionales, tales como:

- **Sistema Iniciador:** Es el encargado de la polimerización de los radicales libres. En las resinas compuestas fotopolimerizables, el iniciador es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE) y en las quimiopolimerizables es el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxi-etil-p-toluidina)⁽¹⁹⁾.
- **Sistema Acelerador:** Actúa sobre el iniciador y permite que la polimerización del material se realice en un intervalo de tiempo clínicamente aceptable. Se utiliza el dimetilaminoetilmetacrilato (DMAEM), el etil-4-dimetilaminobenzoato (EDMAB) o el N,N-cianoetil-metilanilina (CEMA)⁽²³⁾.
- **Sistema de Estabilizadores o Inhibidores:** Maximizan la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de su uso. También, mantienen la estabilidad química tras la polimerización, para lo cual se usan compuestos como el éter monometílico de hidroquinona⁽²³⁾.
- **Modificadores Ópticos:** Actúan absorbiendo la luz ultravioleta por debajo de los 350 nanómetros; por ejemplo, la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona. Sirve para proveer estabilidad en el color y elimina los efectos de la luz ultravioleta sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador, que generan decoloraciones a mediano o largo plazo.

En la actualidad, las resinas compuestas han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de obturación que se usan mediante técnicas directas. Sus grandes posibilidades estéticas le dan variadas indicaciones terapéuticas, que se incrementan gracias a la gran versatilidad de presentaciones que ofrecen. Inicialmente, las indicaciones se limitaban a restauraciones de piezas dentarias anteriores en cavidades clase III, IV y V de Black^(24, 29, 30), sellantes de puntos y fisuras, y en restauraciones indirectas tipo onlays e inlays^(24, 30). Actualmente, tales indicaciones se han ampliado hacia el uso en restauraciones directas de piezas posteriores en cavidades clase I y II de Black^(4, 24, 29, 31), como material de cementación para prótesis fija, para reconstrucción de muñones dentales⁽⁴⁾, para la corrección de defectos estéticos en forma, tamaño y color, para la adhesión de braquets ortodóncicos^(12, 32), la reparación de porcelanas o composites fracturados⁽⁴⁾, como material restaurador de abfracciones y erosiones cervicales⁽¹²⁾ y en el tratamiento de hipersensibilidad dentinaria.

Por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención no depende de un diseño cavitario sino que se obtiene por medio de una técnica adhesiva, la preservación de la estructura dentaria es mayor, lo que ha generado que sean uno de los materiales de obturación directa que más han evolucionado y se han diversificado desde su creación con el fin de adecuarse cada vez de mejor forma a las condiciones existentes en la cavidad bucal.

Cada uno de los distintos tipos de resinas compuestas existentes hoy en día, tiene propiedades y características diferentes, lo que incide directamente en la indicación clínica de cada una de ellas y en la conducta de estas en el medio bucal. A continuación, se describen las principales propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas:

- **Variación Dimensional Térmica:** Dice relación con el cambio de dimensión en la estructura de un material cuando la temperatura de su alrededor aumenta o disminuye en 1°C⁽²⁸⁾. Idealmente un material obturador debiese tener un coeficiente de variación dimensional térmica lo

más similar a los tejidos dentarios. En relación con las resinas compuestas, el cambio dimensional es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica e inversamente proporcional al relleno inorgánico.

- **Conductividad Térmica:** Corresponde a la cantidad de calor que pasa a través de un cuerpo. En el caso de las resinas compuestas la matriz orgánica y el relleno inorgánico son malos conductores térmicos, por lo tanto, ante cambios térmicos pasajeros la restauración no cambia de temperatura^(1, 2).
- **Sorción Acuosa:** Se relaciona a la cantidad de agua adsorbida sobre la superficie de un biomaterial y la absorbida al interior del mismo. Para las resinas compuestas la presencia de sorción acuosa se traduce clínicamente en una expansión higroscópica⁽²⁴⁾. La matriz orgánica es la principal responsable de la adsorción de agua. Por esto, los valores más altos en relación a la sorción acuosa son alcanzados por las resinas compuestas de microrrelleno debido a su mayor porcentaje de matriz orgánica.
- **Modulo de Elasticidad:** Describe la relación entre el estrés y la deformación que un material experimenta cuando es sometido a una carga determinada, por lo tanto, expresa la rigidez del material. Para las resinas compuestas depende directamente de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase orgánica. La rigidez del material adquiere gran importancia no solo en aquellas zonas en las cuales se requiere soportar fuerzas masticatorias intensas, sino también a nivel de la interfase diente-restauración^(1, 4).
- **Resistencia a la Compresión y a la Tracción:** Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz⁽²⁶⁾. Además, depende del tamaño que posean las partículas del relleno inorgánico. Bajos valores

de resistencia a la compresión y a la tracción reflejarán un mal desempeño y comportamiento de la resina compuesta frente a las cargas oclusales⁽¹⁴⁾.

- **Contracción de Polimerización:** Para entender mejor el proceso de contracción, es preciso recordar que todas las resinas compuestas para endurecer sufren un proceso de polimerización, el cual corresponde a la reacción de conversión de los monómeros en una molécula de mayor peso molecular denominada polímero^(27, 32). Es decir, existe la formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones.

La contracción de polimerización se define como la consecuencia del reordenamiento molecular, en un espacio menor al requerido en la fase líquida inicial⁽⁴⁾. Por lo tanto, el proceso de contracción de polimerización que sufren los composites implica una reorientación espacial de las moléculas que constituyen la matriz orgánica del material, generándose un acortamiento en la distancia entre las moléculas del producto, que buscan interactuar entre sí para formar el polímero⁽³³⁾.

Químicamente, la contracción se debe a que en el estado inicial las unidades de monómeros están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómeros (que ya están unidas formando el polímero) están separadas a distancias de enlace covalente⁽³²⁾.

El reordenamiento trae consigo una disminución del volumen total de la masa. La magnitud de esta reducción volumétrica es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica presente⁽⁴⁾, alcanzando valores aproximados entre un 2% y un 5%⁽⁴⁹⁾. Por otro lado la magnitud de esta reducción es inversamente proporcional a la cantidad de volumen de relleno inorgánico⁽³³⁾. Entonces, a mayor número de moléculas de monómero a convertir en polímero y a mayor cantidad de uniones formadas por unidad de volumen (grado de polimerización) mayor es la contracción.

La contracción de polimerización corresponde a uno de los factores más críticos e importantes a tener en consideración, ya que determina el futuro comportamiento clínico del material.

La contracción de polimerización puede originar consecuencias inmediatas sobre la pieza dentaria y la restauración, ya que este fenómeno es capaz de producir tensiones que pueden llegar incluso a superar la fuerza de adhesión entre la resina compuesta y la estructura dentaria, lo que llevará a la formación de una brecha marginal entre el diente y la restauración, con la consiguiente microfiltración y fracaso de la obturación^(14, 31, 34, 35). Las brechas entre el tejido dental y la restauración son causa de sensibilidad post operatoria, márgenes decolorados, microfiltraciones, invasión bacteriana, caries secundarias, entre otros efectos. La fuerza de contracción que se produce durante la polimerización del material puede ser tan grande que podría generar fisuras o grietas en el esmalte que se propaguen gradualmente a otras áreas hasta producir el colapso del conjunto diente-restauración⁽³¹⁾. También puede generar deflexión cuspídea, lo que provoca en el paciente malestar o dolor al masticar. Esta situación se asocia a grandes restauraciones en premolares y molares.

Debido a que la contracción es un fenómeno inherente del proceso de polimerización de las resinas compuestas, no puede ser evitada, pero si compensada a través de una técnica operatoria clínica adecuada o bien disminuida por la naturaleza y composición del material⁽³⁾.

Uno de los procedimientos clínicos para compensar el efecto de la contracción de polimerización consiste en guiar la contracción hacia las paredes cavitarias interponiendo la estructura dentaria entre el composite y el haz de luz de la lámpara. Entonces, será el material en íntimo contacto con la pared dentaria el que polimerizará primero, sirviendo de guía para que el resto del material siga esta dirección de contracción⁽³⁾.

Otra forma que permite controlar la contracción de polimerización es mediante la técnica de obturación de la pieza dentaria afectada, llamada técnica incremental, la cual consiste en que la restauración se realiza mediante la polimerización separada y progresiva de capas sucesivas de material. Esto permite que la fuerza cohesiva del composite al polimerizar no sea superior a la fuerza adhesiva entre la pared dentaria y la resina compuesta.

En relación con la composición del material, una forma de disminuir la contracción de polimerización dice relación con menguar la cantidad de monómero a polimerizar por unidad de volumen. Esto puede lograrse mediante la introducción de la mayor cantidad posible de relleno inorgánico, lo que genera una disminución en la cantidad de matriz orgánica⁽³⁾.

Todas las técnicas y medios, antes mencionados, utilizados para la disminución de la contracción durante el curado del material, han logrado un descenso de este fenómeno, pero ya llegaron a su límite. Ya no es posible aumentar más la cantidad de relleno inorgánico en las resinas compuestas, pues la masa se vuelve difícil de manipular. De allí que se esté buscando reducir o eliminar este problema por otra vía, es decir, ya no modificando la fase de refuerzo inorgánica, sino que actuando a nivel de la fase matriz de las resinas compuestas.

Es por esto que la industria odontológica ha ensayado una gran variedad de nuevos monómeros con la finalidad de aminorar aún más el efecto de la contracción, hasta el punto en que no ocasione problemas secundarios sobre la pieza dentaria restaurada. Entre ellos se destacan:

- Monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión.
- Combinaciones de sistemas epoxídicos-polioles que muestran *in vitro* cambios volumétricos 40 a 50% menores que los sistemas tradicionales.
- Moléculas de alto peso molecular como el multi-etilglicol-dimetacrilato.
- Resinas basadas en siloxano-oxirano^(5, 25).

En relación con las resinas en base de siloxanos-oxiranos, en el año 2007, 3M ESPE lanza al mercado Filtek™ P90 Silorane, la cual es una clase totalmente nueva de material compuesto para uso odontológico. Corresponde a una resina experimental de naturaleza hidrofóbica, derivada de la combinación de los componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos) los que conforman su matriz orgánica⁽³⁶⁾.

Los siloxanos son bien conocidos en las aplicaciones industriales por su hidrofobicidad, por lo tanto se introdujeron en este nuevo sistema de resina compuesta, con el fin de lograr una reducción considerable en la sorción acuosa del medio bucal, así como también, para conseguir una menor absorción de los colorantes de la dieta, lo que provoca una menor sensibilidad a la pigmentación exógena⁽³⁷⁾ y mejora de esta manera las propiedades físicas.

Los oxiranos han sido utilizados durante mucho tiempo en diversos campos técnicos, especialmente donde se requiere resistencia a fuerzas de gran magnitud y un ambiente físico exigente, tal como en la fabricación de equipos deportivos, en la industria automotriz y la de aviación. Los polímeros oxiranos se destacan por su baja contracción y excelente estabilidad frente a las cargas e influencias físicas y químico-físicas.

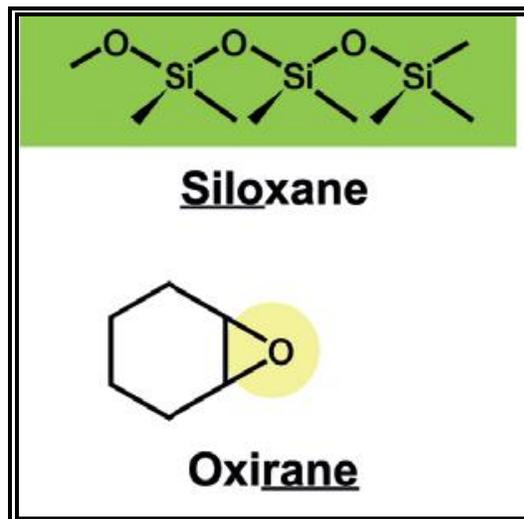


Figura N° 1: Estructura Química de un Siloxano y un Oxirano.

Por lo tanto, la combinación de los elementos químicos de los siloxanos y de los oxiranos proporciona una molécula nueva llamada Silorano, la que es biotolerada, hidrofóbica y de baja contracción de polimerización.

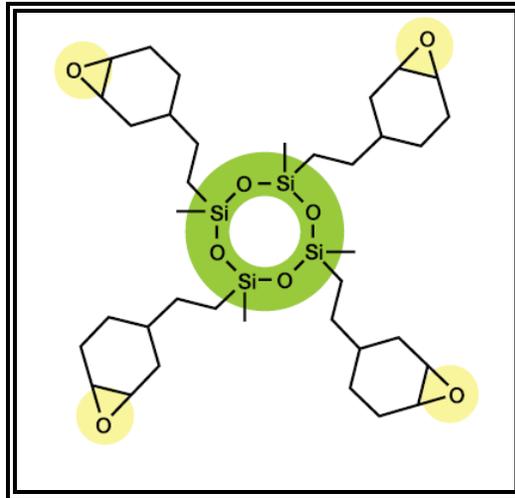


Figura N° 2: Estructura química de la molécula de Silorano

Hay que destacar que la polimerización del sistema restaurador Filtek™ P90 Silorane, ocurre a través de una reacción catiónica (o inducida por un catión), es decir, un proceso de polimerización por apertura de anillos de los oxiranos. Esto resulta en una menor contracción de polimerización comparado con los sistemas de resinas compuestas, cuya matriz orgánica está constituida principalmente por monómeros de metacrilatos los que polimerizan a través de una reacción de adición de sus dobles enlaces⁽³⁸⁾.

Resulta importante mencionar, que este proceso de curado es insensible al oxígeno, por lo tanto, este sistema restaurador no se verá afectado por la capa inhibida que se forma en los composites convencionales, debido a que los radicales libres producidos durante la polimerización, se muestran más afines con el oxígeno del aire que con los monómeros, por lo que queda en la superficie una capa parcialmente polimerizada⁽⁵⁴⁾.

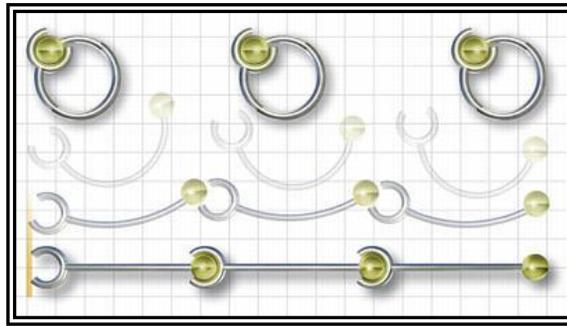


Figura N° 3: Ilustración del proceso de polimerización a través de una reacción catiónica por apertura de anillos de los oxiranos.

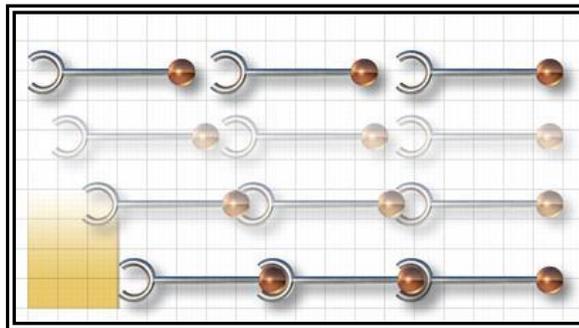


Figura N° 4: Ilustración del proceso de polimerización a través de una reacción de adición de monómeros de dimetacrilato.

La polimerización comienza cuando un catión ácido abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (un carbocatión). El anillo de oxirano abierto forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales⁽⁵⁾. La polimerización por apertura de anillo ocurre con una contracción muy baja, mostrando valores de contracción menores al 1%⁽³⁹⁾. Esta baja contracción, representa una ventaja clínica muy importante en relación a la formación de brechas marginales que conllevarían a la microfiltración. Aunque este material aún está en su fase inicial, los resultados son muy alentadores, exhibiendo valores de contracción y estrés de polimerización muy bajos y una alta estabilidad en la luz ambiental, al ser comparado con composites convencionales en base a metacrilatos⁽⁹⁾.

Igualmente, los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato y los resultados toxicológicos en general sugieren que son biotoleradas⁽⁴⁰⁾. Esta tecnología, representa un gran paso al futuro en la ciencia de los materiales y una mejora significativa para la odontología restauradora.

Este sistema restaurador basado en siloranos está indicado exclusivamente para restauraciones directas en el sector dentario posterior, es decir, molares y premolares, en cavidades clase I y clase II de black.

Debido a que las restauraciones en zonas dentarias posteriores están sometidas a mayores fuerzas, el material restaurador deberá presentar propiedades mecánicas que le permitan resistir las cargas y de esta manera evitar el desgaste de su estructura, microfracturas marginales o fracturas mayores.

Se entiende por propiedades mecánicas, a las respuestas medidas tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles) de los materiales, bajo la influencia de fuerzas externas denominadas cargas⁽⁴¹⁾.

Las propiedades mecánicas de un composite dental permiten predecir su comportamiento en el medio bucal, teniendo en cuenta que estos materiales no van a funcionar en condiciones estáticas, sino que van a estar sometidos continuamente a cargas oclusales en dicho medio, por los efectos de la masticación⁽⁴⁵⁾.

En relación con lo anterior, se sabe que la fuerza media de mordida en el primer y segundo molar es de aproximadamente 400 Newton, disminuyendo hacia la zona dentaria anterior, es decir, hacia los incisivos, zona en la cual la fuerza media es de 178 Newton⁽⁴⁾.

Al conocer esta información se tiene una idea acerca de la carga a la cual son sometidas las piezas dentarias. Esta información es muy importante en la

confección de una resina compuesta, ya que la resistencia a las fuerzas oclusales del material debe ser por lo menos igual a la de la estructura a sustituir, no siendo necesario que sea mucho más alta^(28, 42).

Los factores que más se correlacionan con las propiedades mecánicas de las resinas compuestas corresponden al grado de polimerización obtenido, al contenido de relleno inorgánico en volumen, al tamaño de las partículas de relleno y por último a las interacciones entre el relleno y la matriz orgánica. Ahora bien, el contenido de relleno en volumen tiene una relación directa con la resistencia de las resinas compuestas frente a las cargas oclusales y con la resistencia a la fractura⁽⁴⁸⁾.

La resistencia de un material frente a las cargas oclusales se define como el nivel medio de tensión en el cual el material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o, en el que se produce la fractura de muestras de igual tamaño y forma.

La resistencia máxima de las resinas compuestas frente a las fuerzas oclusales, puede ser entendida como la tensión máxima que puede soportar el composite antes de fracturarse o, la cantidad de fuerza necesaria para romper un cuerpo constituido por este material. Cuando este fenómeno se produce, en el interior del material ocurre una separación de los átomos o moléculas que lo componen. Por lo tanto, el valor de resistencia máxima de un composite estará relacionado con las uniones químicas de los átomos y moléculas que forman dicho material, y cuanto mayores sean éstas mayor será la resistencia del material.

Se debe recalcar que la resistencia a las cargas oclusales permite que la restauración cumpla sus funciones de manera eficaz, segura y por un periodo de tiempo razonable.

La literatura reporta una correlación positiva entre la resistencia compresiva y la resistencia a la tensión diametral de los composites. En ambos tipos de test,

las muestras de resina compuesta son sometidas a cargas compresivas aplicadas en diferentes planos, lo que provoca su fractura producto de las tensiones generadas al interior del material⁽⁵⁰⁾.

El test de resistencia a la tensión diametral fue desarrollado para investigar materiales frágiles con escasa o nula deformación plástica. En este test, una probeta cilíndrica de composite es sometida a una carga compresiva en su plano diametral, hasta el punto de su resistencia máxima, es decir, hasta el momento de su fractura. Como esta fuerza puede medirse en unidades como Newton, es posible conocer cuanta es la fuerza necesaria para fracturar el material.

Los valores obtenidos luego de someter los cuerpos de prueba a este test, se consideran representativos para reflejar el grado de resistencia mecánica del material restaurador.

A continuación se describen las principales características de las resinas compuestas utilizadas en este estudio, según las indicaciones entregadas por el fabricante.

CARACTERISTICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS UTILIZADAS EN ESTE ESTUDIO (Según indicaciones del fabricante)

- **Resina Compuesta Filtek™ P90 Silorane de 3M ESPE⁽³⁸⁾:**



Figura N° 5: Set de Resinas Compuestas Filtek™ P90 Silorane y Sistema Adhesivo P90 de 3M ESPE, USA.

Filtek™ P90 Silorane es un material estético microhíbrido, fotocurable, radiopaco, cuya matriz está formada por moléculas de silorano, diseñado para restauraciones directas en piezas dentarias posteriores. Está disponible en los tonos A2, A3, B2 y C2 y puede adquirirse en jeringas de 4 gramos para aplicaciones múltiples y en cápsulas para dosis únicas.

El material de relleno es cuarzo. La cantidad de relleno inorgánico es de 55% del volumen (76% del peso), con un tamaño de partícula oscilando entre 0.1 y 2 micrones.

El sistema adhesivo P90, fabricado por 3M ESPE, consta de un primer de autograbado y un adhesivo, en sus respectivos envases dosificadores.

El material restaurador y el sistema adhesivo se polimerizan mediante el uso de dispositivos de fotocurado como las lámparas halógenas o diodos emisores de luz (LED).

Filtek™ P90 y el sistema adhesivo P90 deben usarse exclusivamente combinados entre sí, como sistema.

- **Resina Compuesta Filtek™ P60 de 3M ESPE⁽⁵¹⁾:**



Figura N° 6: Set de Resinas Compuestas Filtek™ P60 y Sistema Adhesivo de 3M ESPE, USA.

El material restaurador Filtek™ P60, es una resina compuesta microhíbrida, fotopolimerizable y radiopaca. Se encuentra diseñada para ser utilizada en restauraciones en el sector dentario posterior. Está disponible en tonos A3, B2 y C2 y puede adquirirse en jeringas tradicionales de 4 gramos.

La matriz del restaurador Filtek™ P60 está formada por Bis-GMA, UDMA y resinas Bis-EMA.

El material de relleno consiste en zirconio/sílice. La cantidad de relleno inorgánico es del 61% del volumen total. El tamaño de partícula oscila entre 0.01 y 3.5 micrones, siendo el promedio de 0.6 micrones.

La adhesión de este material restaurador a la estructura dentaria se logra por medio del uso del adhesivo dental Adper™ Single Bond 2 o mediante los sistemas adhesivos 3M Adper™ Scotchbond Multipropósito.

El presente trabajo busca evaluar el comportamiento mecánico de dos sistemas de resinas compuestas de igual indicación clínica pero con diferente composición química, analizando la resistencia a la tensión diametral para establecer si existen diferencias significativas entre ambos productos.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral entre una resina compuesta en base a dimetracrilatos y una resina compuesta en base a siloranos.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tensión diametral entre una resina compuesta en base a dimetracrilatos y otra a base de siloranos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.- Establecer valores de resistencia a la tensión diametral de la resina compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE, USA).
- 2.- Establecer valores de resistencia a la tensión diametral de la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA).
- 3.- Evaluar comparativamente los resultados obtenidos por los dos materiales de restauración.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo, fue realizado en los laboratorios del área de Biomateriales Odontológicos del departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y, en el laboratorio de Materiales Poliméricos y Compuestos del Instituto de Investigaciones y Ensayos de Materiales (IDIEM) de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

En este estudio experimental se midió y comparó *in vitro*, la resistencia a la tensión diametral entre una resina compuesta en base a dimetacrilatos y otra en base a siloranos.

Para efectos de este trabajo se confeccionaron 40 cuerpos de prueba o probetas, divididos en 2 grupos (20 para cada resina compuesta). Las resinas compuestas utilizadas fueron:

- Filtek™ P60 (3M ESPE, USA), color A3, LOT 8NK, V: 2011-07.
- Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA), color A3, LOT 8BU, V: 2009-11.

Para su confección, se utilizó un formador de probetas de acero inoxidable de 6 milímetros de diámetro por 3 milímetros de alto, debidamente calibrado⁽⁴³⁾. Este formador de probetas fue previamente aislado con grasa siliconada y luego se agregó la resina compuesta en un solo incremento⁽⁴⁴⁾. Posteriormente, se cubrieron las caras libres del cilindro con un portaobjetos para evitar la presencia de poros o irregularidades en su superficie y luego se polimerizó durante 40 segundos por cada lado⁽⁴⁵⁾ mediante una lámpara de fotocurado Elipar™ 2500 de 3M ESPE.



Figura N° 7: Jeringa de Resina Compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE)
Jeringa de Resina Compuesta Filtek™ P90 Silorane
(3M ESPE).



Figura N° 8: Materiales utilizados de izquierda a derecha:
Grasa Siliconada, Formador de Probetas,
Espátula de Resina, Porta Objetos y bastoncillos
de algodón.

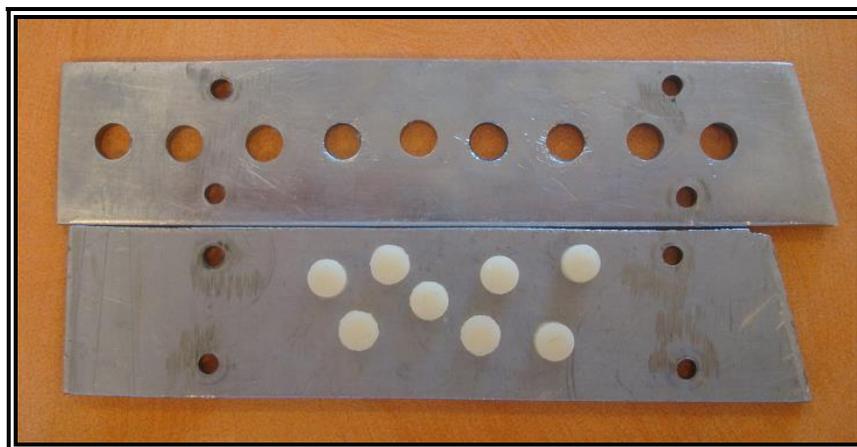


Figura N° 9: Formador de Probetas de acero inoxidable y cuerpos de prueba.



Figura N° 10: Estufa Tipo Heraeus con cuerpos de prueba en su interior.

Cada muestra obtenida fue de forma cilíndrica de 6 milímetros de diámetro por 3 milímetros de alto, las que una vez confeccionadas se almacenaron durante 72 horas en una estufa tipo Heraeus, simulando las condiciones de la cavidad bucal, es decir, a una temperatura de $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ y a 100% de humedad relativa, para luego ser sometidas a la siguiente prueba:

- **Tensión Diametral o Tensión por Compresión:**

Se utilizaron 20 probetas por cada material las cuales fueron sometidas al test de tensión diametral en una máquina de ensayos universal o tensiómetro marca Tinius Olsen H5K-S.

Cada cuerpo de prueba fue colocado en forma diametral sobre la platina de carga, para luego ser comprimida a una velocidad de desplazamiento fija de 1cm/min.

Al ejercer la carga sobre el diámetro de la probeta, se generó una compresión en el plano de aplicación de la fuerza y, a su vez, tracción desde el centro hacia la periferia del cuerpo de prueba⁽⁴⁶⁾ hasta el punto de su resistencia máxima, ósea hasta el momento de su fractura. Esto último está determinado por el punto más alto alcanzado en el gráfico durante el registro.



Figura N° 11: Máquina de Ensayos Universal
marca Tinius Olsen H5K-S.

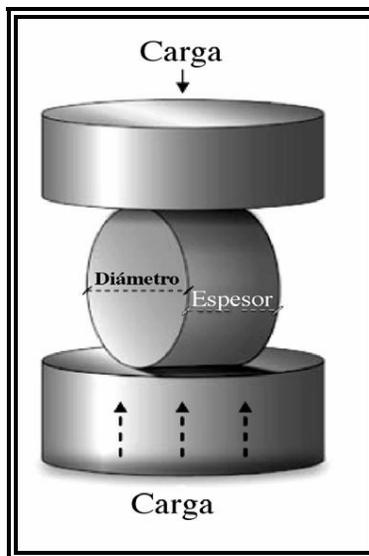


Figura N° 12: Ilustración de las fuerzas de compresión
generadas en el cuerpo de prueba.

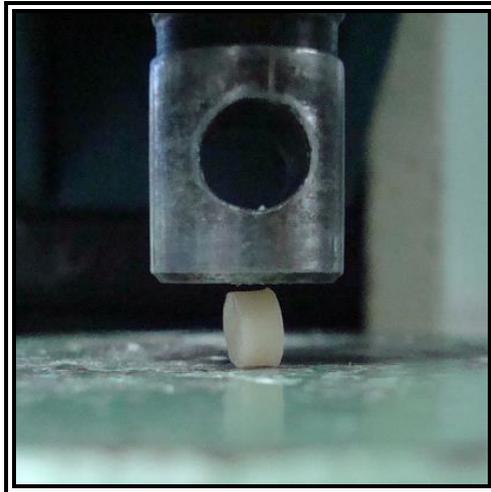


Figura N° 13: Cuerpo de prueba dispuesto en forma diametral sobre la platina de carga.



Figura N° 14: Probeta en el momento de su fractura tras la aplicación de una fuerza de compresión.

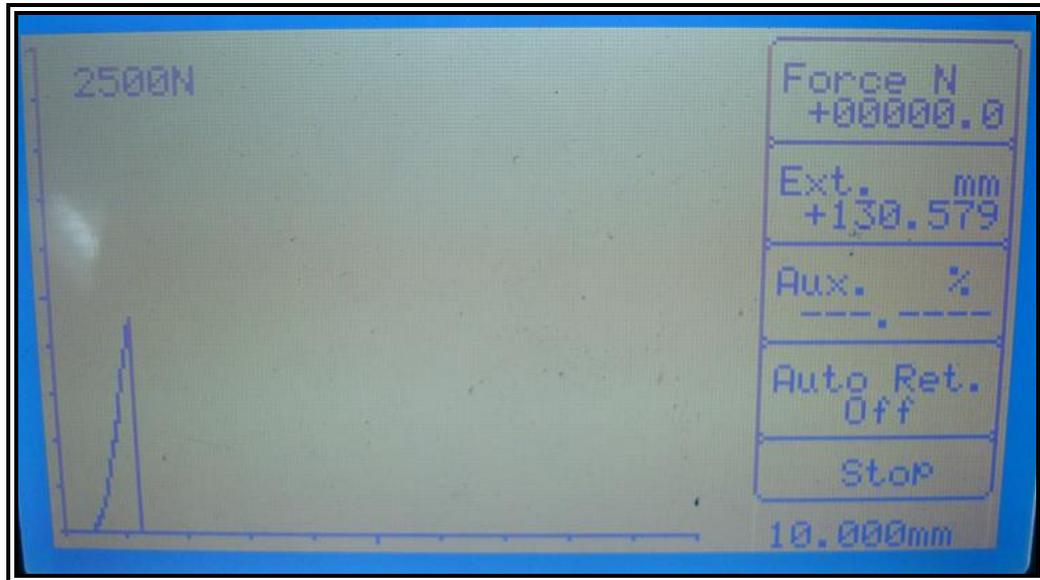


Figura N° 15: Gráfico que ilustra, en el punto más alto, el momento en que se fractura el cuerpo de prueba.

Los resultados obtenidos en la máquina de ensayos universal fueron transformados de Newton [N] a Megapascal [MPa], para lo cual, se debe en primer lugar calcular el área de un círculo de resina compuesta. La fórmula para ello es:

$$\text{Tensión} = \frac{F}{A}$$

Las unidades correspondientes son:

$$\text{Pascal (Pa)} = \frac{\text{Newton [N]}}{\text{Metro Cuadrado [m}^2\text{]}}$$

El Pascal [Pa] resulta ser una unidad pequeña para los estudios de tensión y resistencia. Por ello se utiliza un múltiplo de él, que corresponde al Megapascal

[MPa], el cual es un millón de veces mayor; es decir, equivale a un millón de Newton por metro cuadrado⁽⁴⁵⁾ o a un Newton por milímetro cuadrado. Esta unidad de medida es utilizada en forma universal en la actualidad.

En el test de tensión diametral la fuerza compresiva vertical que se produce en los cantos de la probeta desarrolla una tensión elástica perpendicular al plano vertical que pasa por el centro del cuerpo de prueba. La fractura ocurre a lo largo de plano vertical. En esta situación la tensión es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada. Lo anterior se calcula a través de la siguiente fórmula:

$$\text{Tensión} = \frac{2 \times P}{\pi \times D \times T}$$

Donde:

P: Carga de Fractura [Kgf].

D: Diámetro de la probeta [mm].

T: Espesor de la Probeta [mm].

π : Constante

Reemplazando en la fórmula los valores de diámetro y espesor de las probetas se obtiene:

$$\text{Tensión} = \frac{2 \times P[\text{Kgf}]}{\pi \times 6 [\text{mm}] \times 3 [\text{mm}]}$$

$$\text{Tensión} = \frac{2P [\text{Kgf}]}{56.52 [\text{mm}^2]}$$

Para transformar los valores a Megapascal [MPa] reemplazaremos en la fórmula los kilogramo-fuerza [Kgf] por Newton [N] sabiendo que:

$$1\text{N} = 9.8 [\text{Kgf}]$$

$$\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$$

Al reemplazar en la fórmula los resultados de Kgf de la prueba mecánica obtenemos la resistencia a la tensión diametral o tensión bajo compresión para cada probeta, expresada en MPa:

Entonces:

$$\text{Tensión} = 2 \times P \times 0.1734 \text{ [MPa]}$$

Los resultados obtenidos para cada muestra (resistencia a la tensión diametral) fueron analizados estadísticamente a través del programa SPSS (Statistical Product and Service Solutions), el cual es un conjunto de potentes herramientas de tratamiento de datos y análisis estadístico⁽⁴⁷⁾.

Por medio de este programa, se obtuvieron estadígrafos descriptivos de tendencia central para las dos muestras en estudio, tales como:

- **Media aritmética:** que corresponde a la suma de todas las puntuaciones dividida por el número de puntuaciones.
- **Mediana:** Valor por debajo del cual se encuentra el 50% de los casos.

También se estimaron estadígrafos de dispersión para ambas muestras en estudio, tales como:

- **Desviación Típica:** que corresponde a la raíz cuadrada de la varianza y mide el grado en que las puntuaciones de una variable se alejan de su media.
- **Error típico de la media:** que es la desviación típica de la distribución muestral de la media y, se obtiene dividiendo la desviación típica de la variable por la raíz cuadrada del número de casos⁽⁴⁷⁾.

A continuación los datos de la variable en estudio fueron sometidos a las pruebas de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (K-S) y Shapiro-Wilk (S-W).

Posteriormente, para comparar las medias de resistencia a la tensión diametral de las dos muestras se utilizó la prueba paramétrica inferencial de T-Student para dos poblaciones independientes normalmente distribuidas, la cual permite contrastar hipótesis referidas a la diferencia entre dos medias independientes y proporciona la prueba de Levene sobre igualdad de varianzas.

Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas si el valor de probabilidad (p) resulta inferior al 5% ($p < 0,05$) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis planteada.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos, luego de la realización del test de tensión diametral en la máquina de ensayos universal o tensiómetro fueron recopilados, tabulados y graficados.

Los resultados obtenidos de resistencia a la tensión diametral, expresados en Megapascal, para los 20 cuerpos de prueba elaborados con la resina compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE, USA) son especificados en la Tabla N° I.

Los valores obtenidos de resistencia a la tensión diametral (expresados en Megapascal) para los 20 cuerpos de prueba confeccionados con la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA) son detallados en la Tabla N° II.

Los resultados comparativos entre ambos sistemas de resinas compuestas, expresados en Megapascal, se ilustran en la tabla N° III.

Para ambos grupos de prueba, fue determinada la media de resistencia a la tensión diametral. Esta fue de 353,31 MPa para el grupo de muestras realizada con la resina compuesta Filtek™ P60, mientras que para el grupo de muestras realizadas con la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane la media fue de. 329,53 MPa Estos resultados aparecen ilustrados en el Gráfico N° 1.

Tabla N° I: Resultados de resistencia a la tensión diametral expresados en MPa obtenidos en el tensiómetro para cada una de las muestras realizadas con la resina compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE, USA).

Cuerpo Prueba	Tensión Diametral [MPa]
1	322,87
2	387,20
3	423,16
4	285,07
5	421,29
6	415,22
7	370,20
8	389,25
9	361,18
10	230,34
11	504,18
12	303,62
13	353,02
14	332,75
15	396,04
16	352,98
17	255,07
18	371,03
19	215,01
20	376,80
X	353,31

Tabla N° II: Valores de resistencia a la tensión diametral expresados en MPa obtenidos en el tensiómetro para cada una de las muestras realizadas con la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA).

Cuerpo Prueba	Tensión Diametral [MPa]
1	310,20
2	311,53
3	330,00
4	357,65
5	243,00
6	330,13
7	308,13
8	419,97
9	387,13
10	430,97
11	380,27
12	340,63
13	297,28
14	333,90
15	283,33
16	206,17
17	214,32
18	441,58
19	266,10
20	398,30
X	329,53

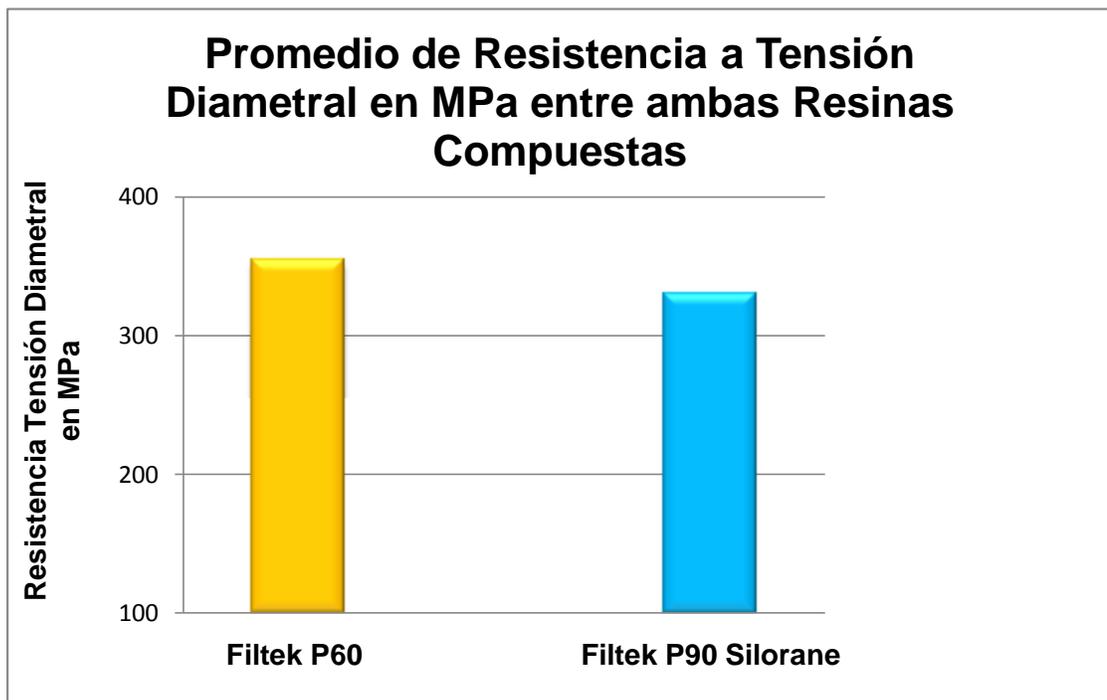
Tabla N° III: Resultados comparativos de la resistencia a la tensión diametral expresados en MPa entre la resina compuesta Filtek™ P60 y la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane.

Cuerpo Prueba	Resina Compuesta Filtek™ P60	Resina Compuesta Filtek™ P90 Silorane
1	322,87	310,20
2	387,20	311,53
3	423,16	330,00
4	285,07	357,65
5	421,29	243,00
6	415,22	330,13
7	370,20	308,13
8	389,25	419,97
9	361,18	387,13
10	230,34	430,97
11	504,18	380,27
12	303,62	340,63
13	353,02	297,28
14	332,75	333,90
15	396,04	283,33
16	352,98	206,17
17	255,07	214,32
18	371,03	441,58
19	215,01	266,10
20	376,80	398,30
X	353,31	329,53

Para la resina compuesta Filtek™ P60 (3M ESPE, USA) el valor más alto de resistencia a la tensión diametral fue de 504,18 MPa, y el menor valor de resistencia fue de 215,01 MPa.

Para la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane (3M ESPE, USA) el mayor valor de resistencia a la tensión diametral fue de 441,58 MPa, mientras que el menor valor de resistencia fue de 206,17 MPa

Gráfico N° 1: Comparación de los valores promedio para la resistencia a la tensión diametral entre la resina compuesta Filtek™ P60 y Filtek™ P90 Silorane.



ANÁLISIS DE RESULTADOS

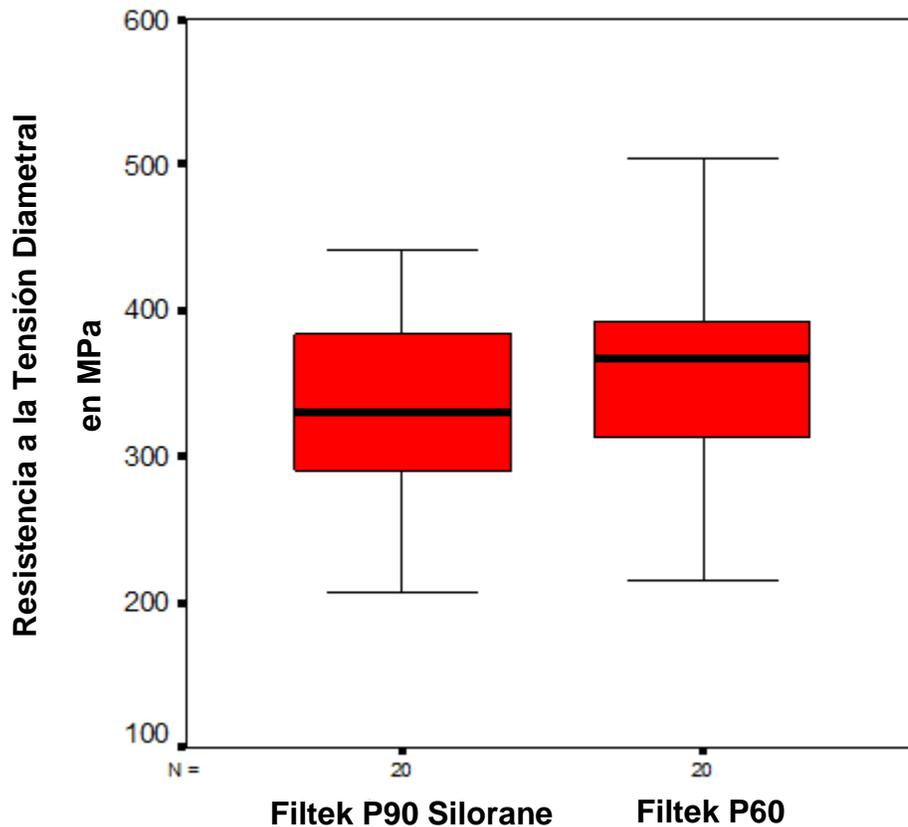
Tabla N° IV⁽⁵²⁾: Resumen de estadísticos descriptivos centrales y de dispersión.

		Tensión Diametral P60	Tensión Diametral P90 Silorane
N° Muestras	Válidos	20	20
	Perdidos	0	0
Media		353,31	329,53
Mediana		365,69	330,06
Moda		215,01 ^(a)	206,17 ^(a)
Varianza		4944,68	4574,31
Mínimo		215,01	206,17
Máximo		504,18	441,58
Suma		7066,28	6590,59

(a) Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

La tabla N° IV muestra las medidas de tendencia central y de dispersión para cada muestra. Se aprecia que las medias y medianas de ambos grupos tienen valores bastante similares.

Gráfico N° 2⁽⁵²⁾: Resistencia a la tensión diametral en MPa de las resinas compuestas Filtek™ P60 y Filtek™ P90 Silorane.



Las cajas representan el 50% de las observaciones, mientras que el área comprendida entre los 2 bigotes representa la zona donde se distribuyen la mayoría de las observaciones. El bigote inferior representa el valor mínimo de las observaciones y el bigote superior el valor máximo. La línea Horizontal (negra) representa la mediana de ambas poblaciones.

Analizando el gráfico, se puede concluir que la mediana de las observaciones de resistencia a la tensión diametral de la resina compuesta Filtek™ P60 está próxima a la mediana de las observaciones de la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane. Se aprecia también, que las observaciones de resistencia a la tensión diametral para ambas resinas se encuentran alejadas de su mediana.

Tabla N° V⁽⁵²⁾: Estadísticos descriptivos de la Resina Compuesta Filtek™ P60 y de la Resina Compuesta Filtek™ P90 Silorane.

	Resina Compuesta	N° Muestras	Media [MPa]	Desviación Típica [MPa]	Error típico de la Media [MPa]
RESISTENCIA A LA TENSIÓN DIAMETRAL	Filtek™ P60	20	353,31	70,32	15,72
	Filtek™ P90 Silorane	20	329,53	67,63	15,12

La tabla N° V muestra los estadígrafos descriptivos: media, desviación típica y error típico de la media en Megapascal, de la resistencia a la tensión diametral de las dos muestras de resina compuesta en estudio.

Antes de realizar la prueba estadística inferencial T-Student es necesario que se cumplan los siguientes supuestos:

1. Distribución normal de la variable dependiente de las muestras estudiadas. En este caso, la variable dependiente corresponde a la resistencia a la tensión diametral de las resinas compuestas.
2. La variable dependiente debe ser intervalar o de razón.
3. Las varianzas de las muestras comparadas deben ser homogéneas.

Para cumplir con el primer supuesto de distribución normal de las muestras, se utilizaron los test Kolmogorov-Smirnov (K-S) y Shapiro-Wilk (S-W).

Tabla N° VI⁽⁵²⁾: Resultados de las pruebas de normalidad de K-S y de S-W.

	Resina Compuesta	Kolmogorov-Smirnov ^(a)			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	GI	Sig.	Estadístico	GI	Sig.
RESISTENCIA A LA TENSIÓN DIAMETRAL	Filtek™ P60	0,148	20	0,200 ^(*)	0,965	20	0,647
	Filtek™ P90 Silorane	0,085	20	,200 ^(*)	0,972	20	0,797

(*) *Este es un límite inferior de la significación verdadera.*

(a) Corrección de la significación de Lilliefors

Los resultados de las pruebas de normalidad K-S y S-W ilustrados en la tabla N° VI indican que el nivel de significación para ambos grupos es mayor a 0,05, es decir no existen diferencias estadísticamente significativas, lo cual confirma la distribución normal de ambas muestras de resina compuesta en estudio.

Siguiendo con los supuestos, la variable dependiente es decir, la resistencia a la tensión diametral corresponde a una variable de razón ya que se puede clasificar y ordenar en intervalos iguales y además existe el cero absoluto o verdadero, que representa la ausencia total de medida.

Para cumplir con el tercer supuesto se realizó el test de homocedasticidad de Levene para la igualdad de varianzas. Este test está incorporado en la prueba T-Student por lo que en la tabla N° VII se ilustra tanto la prueba de Levene como la prueba T-Student.

Tabla N° VII⁽⁵²⁾: Tabla resumen con los resultados de la prueba estadística de Levene y la prueba T-Student para muestras independientes.

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	T	Gl	Sig. (Bilat)	Dif. de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
RESISTENCIA A LA TENSIÓN DIAMETRAL	<i>Se han asumido varianzas iguales</i>	0,001	0,980	-1,090	38	0,282	-23,7845	21,81626	-67,94921	20,38021
	No se han asumido varianzas iguales			-1,090	37,943	0,282	-23,7845	21,81626	-67,95141	20,38241

Se encontró para la prueba de Levene ($F= 0,980$) que no existen diferencias estadísticamente significativas en el nivel de significancia, ya que el estadístico F es mayor a 0,05 lo cual confirma la homogeneidad de varianzas entre ambos grupos de resina compuesta.

Asumiendo varianzas iguales se determina que el valor de significancia bilateral (p-valor) es de 0,282, el cual es mayor a 0,05, por tanto, se concluye que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en estudio en relación con la resistencia a la tensión diametral, esto quiere decir que se rechaza la hipótesis planteada que indica que existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral entre una resina compuesta en base de dimetracrilatos y una resina compuesta en base a siloranos.

DISCUSIÓN

Dentro de los avances que registran los biomateriales de uso odontológico, la resistencia mecánica es una de las propiedades en permanente optimización. Es necesario que las resinas compuestas presenten altos valores de resistencia mecánica para soportar las cargas oclusales que se generan durante la masticación, especialmente en los sectores dentarios posteriores, ya que es en esta zona donde se registran las fuerzas de mayor intensidad

En relación con este concepto, la resistencia a la tensión diametral es un factor importante por cuanto no solo influye en la mantención de las formas dentales reconstruidas sino que también en el equilibrio funcional oclusal.

El test de resistencia a la tensión diametral es una prueba común, aceptada para evaluar las resinas compuestas en dicho contexto.

El presente estudio evaluó comparativamente la resistencia a la tensión diametral entre dos sistemas de resinas compuestas microhíbridas y, diseñadas para ser utilizadas exclusivamente en restauraciones del sector dentario posterior. Estas fueron Filtek™ P60 y Filtek™ P90 Silorane, ambas de 3M ESPE.

Los dos sistemas restauradores Filtek™ P60 y Filtek™ P90 Silorane presentaron un comportamiento similar al momento de ser sometidos *in vitro* a la prueba de tensión diametral. Esto quedó reflejado al realizar el análisis de resultados mediante la prueba estadística T-Student, la cual evidenció que no existen diferencias estadísticamente significativas en las medias de resistencia a la tensión diametral entre las dos resinas compuestas evaluadas.

En relación con lo anterior, es importante conocer la resistencia a la fractura de las piezas dentarias posteriores. Para los molares es de aproximadamente 305 MPa, mientras que para los premolares es de 248 MPa aproximadamente⁽⁵⁵⁾. Esto puede servir como padrón mecánico para seleccionar las resinas compuestas

ideales para dientes posteriores. En este estudio se determinó que la resistencia media a la tensión diametral para la resina compuesta en base a dimetacrilatos fue de 353,31 MPa, mientras que para la resina compuesta en base a siloranos, su resistencia media a la tensión diametral fue de 329,53 MPa. Por consiguiente, ambas resinas compuestas podrán resistir las cargas mecánicas generadas durante el acto masticatorio, sin fracturarse, ya que sus valores de resistencia a la tensión, son mayores que los que presentan las piezas dentarias posteriores.

Esto implica además que, en la clínica dental, ambos composites podrán ser seleccionados de manera indistinta por los especialistas cuando la propiedad mecánica de resistencia a la compresión o tensión en el plano diametral, juegue un rol fundamental en el éxito del tratamiento restaurador.

La resistencia a la tensión diametral podría explicarse según Della Bona A y col⁽⁵⁰⁾ y según Ruiz J.M y col⁽⁴⁸⁾, en virtud de la composición de los composites utilizados, evaluando específicamente el relleno inorgánico en cuanto a porcentaje en volumen ocupado por las partículas que conforman dicho relleno.

En relación con la resina compuesta Filtek™ P60 de 3M ESPE, esta posee una carga inorgánica formada por partículas de zirconio/sílice, cuyo tamaño fluctúa entre los 0.01 y 3.5 micrones. El porcentaje en volumen que es ocupado por estas partículas corresponde al 61%⁽⁵¹⁾, es decir, los 2/3 de la masa total del material restaurador corresponden a la fase inorgánica.

La resina compuesta Filtek™ P90 Silorane de 3M ESPE posee como relleno inorgánico partículas de cuarzo cuyo tamaño fluctúa entre los 0.1 y 2 micrones. El porcentaje en volumen que ocupan estas partículas en relación con la masa total de composite es de 55%⁽³⁸⁾. Esto significa que, más de la mitad del volumen total del material corresponde a la fase inorgánica.

Ahora bien, la diferencia que existe en relación con el porcentaje en volumen ocupado por las partículas de relleno entre ambas resinas compuestas es

de un 6%, siendo mayor para el composite Filtek™ P60. Esta diferencia no es significativa, lo cual permite confirmar lo obtenido en el presente estudio, es decir que, tanto Filtek™ P60 como Filtek™ P90 Silorane debiesen presentar valores similares cuando son sometidos a pruebas experimentales para evaluar su resistencia a la tensión diametral.

En la literatura científica, valores similares a los encontrados en este estudio han sido reportados en relación con la propiedad mecánica de resistencia a la compresión. Weinmann W y col⁽³⁶⁾ determinaron *in vitro* la resistencia a la compresión de los composites Filtek™ P60 y Filtek™ P90 Silorane y no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos. Lien W y col⁽⁵³⁾, determinaron que no existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral entre Filtek™ P90 Silorane y dos resinas microhíbridadas (Filtek™ Z250 de 3M ESPE y Estetic-X de Dentsply).

CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente estudio experimental sobre resistencia a la tensión diametral entre dos resinas compuestas, una en base a dimetacrilatos y la otra en base a siloranos, se puede concluir que:

- La resistencia a la tensión diametral promedio para la resina compuesta Filtek™ P60 fue de: 353,31 MPa.
- La resistencia a la tensión diametral promedio para la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane fue de: 329,53 MPa.
- No existen diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tensión diametral entre la resina compuesta Filtek™ P60 y la resina compuesta Filtek™ P90 Silorane. Esto fue comprobado por medio de la prueba estadística inferencial T-Student para muestras independientes.
- Se rechaza la hipótesis planteada para la prueba de resistencia a la tensión diametral, pues no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambas muestras estudiadas.
- Para extrapolar los resultados obtenidos en este estudio a la clínica dental, se debe tener presente que el éxito de las restauraciones de resina compuesta no depende solamente de sus propiedades mecánicas, sino más bien de la interacción del conjunto de propiedades físicas, estéticas, biológicas y mecánicas.

Además resulta importante destacar que los estudios *in vitro* no son capaces de reproducir todas las tensiones y acciones a las que las resinas compuestas se ven sometidas dentro de la cavidad oral.

SUGERENCIAS

Luego de realizar este trabajo de investigación y analizar los resultados obtenidos se sugiere lo siguiente:

- 1.- Se recomienda efectuar un estudio comparativo de carácter clínico, de largo plazo, con los mismos sistemas de resinas compuestas utilizadas para posteriormente evaluar y correlacionar los resultados obtenidos *in vivo* con los resultados *in vitro*.
- 2.- Es aconsejable realizar más estudios analizando y comparando otras propiedades, ya sea físicas, químicas o mecánicas de este nuevo sistema de resina compuesta con otro sistema de resina de igual indicación clínica para lograr un conocimiento y estudio más acabado del tema.
- 3.- Se recomienda al realizar estudios *in vivo* utilizar piezas dentales que presenten diferentes estados, ya sea dientes temporales, con presencia de caries, dentina esclerótica, entre otros, para reproducir de mejor forma las características que presenta la cavidad oral, ya que es en este tipo de sustrato donde el profesional trabaja.

BIBLIOGRAFIA

- (1) Studervant, J., Heymann, H., Roberson, T. (1999) "Operatoria Dental. Arte y Ciencia". Tercera Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid, España. 825p. p.253-265. Capítulo 6.
- (2) Astorga, C., Bader, M., Baeza, R., Ehrmantraut, M., Ribera, C., Vergara, JP. (2004) "Texto de Biomateriales Odontológicos". Tomos I. Primera Edición. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago, Chile. 194P. p. 1-12. Capítulo 1.
- (3) Ehrmantraut, M., Bader, M. (1994) "Polimerización de Resinas Compuestas a través de Estructuras Dentarias". Rev. Facultad de Odontología. Universidad De Chile. 12(2):22-27.
- (4) Craig, R., O' Brien, W., Powers, J. (1996) "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación". Sexta Edición. Editorial Mosby. Madrid, España. 294p. p.10-26, 55-72. Capítulos 2 y 4.
- (5) Ferracane, JL. (2001) "New Polymer Resins for Dental Restoratives". Operative Dentistry Supplement. 6:199-209.
- (6) Guggenberger, R., Weinmann, W. (2000) "Exploring beyond Methacrylates". Am J Dent. 13(SI):82-84.
- (7) Eckert, AS., Dede, K., Ehbrecht, S., Klettke, T., Spenkuch, A., Stippschild, A., Thalacker, C., Weinmann, W. (2004) "First Cationically Curing Oxirane based Dental Filling Material". Polym Preprints (ACS Div Polim Chem). 45(2):343.
- (8) Eick, J., Kotha, SP., Chappelow, CC., Kilway, KV., Giese, GJ., Glaros, AG., Pinzino, CS. (2007) "Properties of Silorane-Based Dental Resins and Composites Containing a Stress-Reducing Monomer". Dent Mater. 23(8):1011-1017.
- (9) Palin, WM., Fleming, GJ., Nathwani, H., Burke, FJ., Randall, RC. (2005) "In Vitro Cuspal Deflection and Microleakage of Maxillary Premolars Restored with Novel Low-Shrink Dental Composites". Dent. Mater. 21(4):324-335.
- (10) Kurokawa, R., Finger, WJ., Hoffmann, M., Endo, T., Kanehira, M., Komatsu, M., Manabe, A. (2007) "Interaction of Self-Etch Adhesives with Resin Composites". J. Dent. 35(12):923-929.

- (11) Descripción general del producto Filtek™ P90 Silorane, publicado en: http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/es_HN/3M-ESPE-LA/profesionales/productos/productos-por-categoria/restauraciones-directas/filtek-p90/
- (12) Craig, R. (1988) "Materiales Dentales Restauradores". Séptima Edición. Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Argentina. 570p. p. 237-249. Capítulo 10.
- (13) Rueggeberg, F.A. (2002) "From Vulcanite to Vinyl, a History of Resin in Restorative Dentistry". J. Prosth Dent. 87(4):364-379.
- (14) Barrancos, M. (1999) "Operatoria Dental". Tercera Edición. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 657-690. Capítulos 21 y 22.
- (15) Phillips, R.W. (1998) "Ciencia de los Materiales Dentales". Décima Edición. Editorial Mc Graw-Hill Interamericana. Mexico. 745p. p. 13-32, 313-326. Capítulos 2 y 3.
- (16) Ehrmantraut, M., Bader, M. (1998) "Unidad de Resinas Compuestas". Apuntes cátedra de Biomateriales Dentales. Facultad de Odontología Universidad de Chile.
- (17) R. de Guzmán, A. (2001) "Evaluación Clínica de un Ionómero de Vidrio modificado en Odontopediatría". Acta Odontológica Venezolana. 39(3).
- (18) Peutzfeldt, A. (1997) "Resin Composite in Dentistry: The Monomer Systems". Eur J Oral Sci. 105:97-116.
- (19) Fortin, D., Vargas, M. (2000) "The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials". JADA. 131:26s-30s.
- (20) Jaque, V. Trabajo de Investigación para optar al Título de Cirujano Dentista. (2001) "Análisis Comparativo *in vitro* de la Resistencia al Cizallamiento de Restauraciones de Resina Compuesta Realizadas con la Resina de Enlace Single Bond Polimerizando y no Polimerizando la Primera capa de Aplicación". Universidad de Chile. Santiago.
- (21) Castro P. Trabajo de Investigación para optar al Título de Cirujano Dentista. (2002) "Análisis Comparativo *in vitro* de la Resistencia Adhesiva de Cuatro Resinas Compuestas con sus respectivos Adhesivos". Universidad de Chile. Santiago.
- (22) Ribera, C., Quevedo, E., Bader, M. (2000) "Análisis Comparativo *in vitro* de las Propiedades Físicas y Mecánicas de Dos Resinas Compuestas de reciente

aparición v/s su Antecesora” Rev. Fac. Odontología. Universidad de Chile. Santiago, Chile. 18:25-33.

(23) Murill, C. (2008) “Nuevos Materiales Restaurativos: Contracción por Fotopolimerización y Adaptación Marginal del Ormocer Admira y el Composite Nanohíbrido Filtek Z250, Estudio Comparativo”. Revista IDental. Universidad Latinoamericana de Ciencia y Tecnología. 1(1):37-50.

(24) Anusavice, K.J., (1998) “Ciencia de los Materiales Dentales”. Decima edición. Editorial Mc Graw-Hill, Interamericana. México. 746p. p. 283-326. Capítulo 12.

(25) García, A., Martínez, M., Cabanes, J., Barjau, A. (2006) “Resinas Compuestas. Revisión de los Materiales e Indicaciones Clínicas”. Med. Oral Patol. Cir. Bucal. 11:215-220.

(26) Torrejón, P. Trabajo de Investigación para optar al Título de Cirujano Dentista. (2003) “Análisis de la brecha marginal generada en restauraciones de resina compuesta con dos patrones de fotopolimerización distintos”. Universidad de Chile. Santiago. p. 19-21.

(27) “Uribe, J. (1990) “Operatoria Dental Ciencia y Práctica”. Editorial Avances Médicos-Dentales. Madrid, España. 385p. p. 207.226. Capítulo 8.

(28) Lahoud, V. (1993) “Rendimiento Clínico de las Resinas Compuestas, Factores que Intervienen”. Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

(29) O’ Brien, W. (1997) “Dental Material and their Selection”. Segunda Edición. Editorial Quintessence Publishing Co, Inc. Illinois. 421p. p. 97-106. Capítulo 7.

(30) Leinfelder, KF., (1997) “New Developments in Resin Restorative System”. JADA. 128(5):573-581.

(31) Barrancos, J., Barrancos, P., (2006) “Operatoria Dental. Integración Clínica”. Cuarta Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 1306p. p.4. Capítulo 1.

(32) Macorra, J.C., (1999) “La Contracción de Polimerización de los Materiales Restauradores a Base de Resinas Compuestas”. Odontología Conservadora. 2(1):24-35.

(33) Aguiar, FHB., Santos, AJS., Franca, FMG., Paulillo, LAMS., Lovadino, JR. (2003) “A Quantitative Method of Measuring the Microleakage of Thermocycled or

Non-thermocycled Posterior Tooth Restorations”. Operative Dentistry. 28(6):793-799.

(34) Braga, R., Ballester, R., Ferracane, J. (2005) “Factors involved in the Development of Polymerization Shrinkage Stress in Resin-Composites: A Systematic Review”. Dent Mater. 21:962-970.

(35) Choi, KK. (2004) “Effects of Cavity Configuration on Composite Restoration”. Operative Dentistry. 29(4):462-469.

(36) Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R. (2005) “Siloranes in Dental Composites”. 3M ESPE. Seefeld, Germany. Dent Mater. 21:68-74.

(37) Eick, JD., Smith, R., Pinzino, C., Kostoryz, E. (2006) “Stability of Silorane Dental Monomers in Aqueous Systems”. J Dent. 34(6):405-410.

(38) Perfil Técnico de la Resina Compuesta Filtek™ P90 Silorane de 3M ESPE, publicado en:

<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?6666660Zjcf6IVs6EVs66Sr7SCOrrrrQ->

(39) Bouillaguet, S., Gamba, J., Forchelet, J., Krejci, I., Wataha, J. (2006) “Dynamics of Composite Polymerization Mediates the Development of Cuspal Strain”. Dent Mater. 22(10):896-902.

(40) Sengun, A., Schweikl, H., Hiller, K., Ozer, F., Schmalz, G. (2004) “Cytotoxicity of a Silorane-Based Composite in a Dentin Barrier”. Test Selcuk University, Konya, Turkey. Department of Operative Dentistry and Periodontology. University of Regensburg. Germany.

(41) Macchi, R.L. (2006) “Materiales Dentales, Fundamentos para su Estudio”. Segunda Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. p 27-37. Capítulo 2.

(42) Correa, D. Trabajo de Diploma. (2002) “Obtención y Caracterización de Composites Dentales Fotopolimerizables”. Universidad de la Habana. Cuba.

(43) Atai, M., Nekoomanesh, M., Hashemi, S.A., Amani, S. (2004) “Physical and Mechanical Properties of an Experimental Dental Composite based on a New Monomer”. Dent. Mater. 20:663-668.

(44) Medeiros, I., Gomes, M., Loguercio, A., Filho, L. (2007) "Diametral Tensile Strength and Vickers Hardness of a Composite after Storage in Different Solutions". J Oral Sci. 49(1):61-66.

(45) Veranes, Y., Autran, F., Álvarez, R., Gil, F. (2005) "Determinación de la Profundidad de Curado y Propiedades Mecánicas de Composites Dentales Fotopolimerizables Experimentales". RCOE. 10(2):161-170.

(46) Wang, L., D'Alpino, P., Lopez, L., Pereira, J. (2003) "Mechanical Properties of Dental Restorative Material. Relative Contribution of Laboratory Test". J Appl Oral Sci. 11(3):162-167.

(47) Manual Técnico SPSS® 11.0 para Windows®. Instructivo del programa SPSS. Capítulo 1. Capítulo 10. Capítulo 13. Capítulo 19.

(48) Ruiz, J.M., Ceballos, L., Osorio, R., Toledano, M., García F. (2003) "Propiedades Mecánicas de Resinas Compuestas modificadas o no con Poliacidos". Av Odontoestomatol. 19(6):291-297.

(49) Hofmann, N., Denner, W., Hugo, B., Klaiber, B. (2003) "The Influence of Plasma Arc vs. Halogen Standard or Soft-start Irradiation on Polymerization Shrinkage Kinetics of Polymer Matrix Composites". J Dent. 31:383-393.

(50) Della Nova, A., Benetti, P., Borba, M., Cecchetti, D. (2008) "Flexural and Diametral Tensile Strength of Composite Resins". Braz Oral Res. 22(1):84-89.

(51) Perfil Técnico de la Resina Compuesta Filtek™ P60 de 3M ESPE, publicado en:

<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?kkkkkkU6cwzkEOIkYOIkkkemqWKKKKK3->

(52) Programa SPSS® 11.0 fabricado por SPSS inc. para Windows®

(53) Lien, W., Vandewalle, K. (2009) "Mechanical Properties of a New Silorane-Based Restorative System". IADR/AADR/CADR. 87th General Session and Exhibition.

(54) Ilie, N., Hickel, R. (2009) "Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composite". Dent Mater. 25(6):810-819.

(55) Mills, RW., Uhl, A., Blackwell, GB., Jandt, KD. (2002) "High Power Light Emitting Diode (LED) Arrays versus Halogen Light Polymerization of Oral

Biomaterials: Barcol Hardness, Compressive Strength and Radiometric Properties". *Biomaterials*. 23(14): 2955-2963.