



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

Estudio Comparativo *in vitro* de la resistencia compresiva y la dureza superficial de un sistema de resina compuesta monoincremental (SonicFill™) y uno convencional (Herculite® PreciS).

Ignacio Botto González

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Marcelo Bader M

TUTOR ASOCIADO

Prof. Dr. Pedro Terrazas S

SANTIAGO – CHILE

2013

AGRADECIMIENTOS

Ha sido un largo camino, lleno de alegrías y satisfacciones. Es por esto, que no podía dejar de lado a toda la gente que me ha acompañado en esta aventura, entregándome su cariño y apoyo incondicional en los momentos más difíciles y a su vez en aquellos de mucha alegría.

- A mis padres por ser el gran pilar de mi vida, mi orgullo y mi modelo a seguir.
- A mis hermanos: Carla, Sergio, Cristián y Diego, por todo el amor y cariño que me han entregado y por ser mi modelo a seguir.
- A mi Jofi, por ser el amor de mi vida y mi mejor amiga, gracias por el apoyo incondicional siempre.
- A mi gran amigo y hermano Álvaro, por estar siempre presente.
- A mis amigos: Jose, Andre, Consu, Cote, Marlys, Fabi, Isa, Fran, Rodri, Loly y Osvaldo, por brindarme su amistad y apoyo sincero y fraterno.
- Al Dr. Marcelo Bader y Dr. Pedro Terrazas, por su paciencia y buena disposición para realizar este trabajo.
- A todos los docentes que me enseñaron a lo largo de esta carrera no sólo a ser un buen profesional, si no que también una buena persona.
- A todos los funcionarios de la facultad de Odontología que permitieron que este camino fuera más grato.

INDICE

Introducción.....	1
Marco Teórico.....	6
Hipótesis y Objetivos.....	27
Materiales y Métodos.....	28
Resultados.....	36
Análisis de Resultados.....	39
Discusión.....	48
Conclusiones.....	53
Referencias Bibliográficas.....	54

RESUMEN

La presente investigación corresponde a un estudio cuantitativo, experimental comparativo *in vitro*, desarrollado con la finalidad de comparar el grado de resistencia compresiva y de dureza superficial lograda entre un sistema de resina compuesta monoincremental (Sonicfill™) y uno convencional (Herculite® Precis)

Para el estudio de resistencia compresiva, se confeccionaron 30 cilindros de 4mm de diámetro y 5mm de alto de Herculite® Precis mediante técnica incremental y de Sonicfill™ mediante técnica monoincremental. Una vez confeccionados todos los cilindros (Sonicfill™ y Herculite® Precis), estos fueron mantenidos a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas. Posteriormente, los cilindros fueron llevados al Instituto de Investigación y Ensayos de Materiales (IDIEM) donde fueron sometidos a carga hasta la fractura en una máquina de ensayo universal Tinius Olsen H5K-S, la cual fue configurada con una fuerza de carga de 5kN y una velocidad de cabezal de 1cm/min.

Para el estudio de dureza superficial, se confeccionaron 6 cilindros de 6mm de diámetro y 5mm de alto de Herculite® Precis mediante técnica incremental y de Sonicfill™ mediante técnica monoincremental. Una vez confeccionados todos los cilindros (Sonicfill™ y Herculite® Precis), estos fueron mantenidos a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas. los cilindros fueron llevados al Laboratorio de Ensayos Mecánicos del Instituto de Investigaciones y Control del Ejército (IDIC) para realizar el test de microdureza superficial de Vickers, utilizando un medidor de microdureza superficial Leitz. Se realizaron 5 punciones con una carga de 15P/147 mN tanto en la superficie externa superior como en la base de cada cilindro.

Los resultados obtenidos demuestran que Sonicfill™ posee mejor resistencia compresiva y dureza superficial que la resina compuesta convencional Herculite® Precis. Las cifras alcanzadas fueron sometidas a análisis estadístico mediante los tests de Shapiro-Wilk y T-simple, los cuales demostraron que existen diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, debido a la gran demanda funcional y estética por parte del paciente que acude a un servicio de atención odontológica, las resinas compuestas o composites se han transformado en uno de los materiales dentales más utilizados para la confección de restauraciones directas (1). Además de ser utilizadas como material de restauración directo, las resinas compuestas son utilizadas como sellantes, agentes cementantes, pernos para prótesis fija, elementos ortodóncicos, y material para restauraciones indirectas tales como inlays, onlays y coronas (2).

En cuanto a su composición, corresponden a un material trifásico que ha ido evolucionando significativamente en los últimos 50 años, estando constituidos por una fase inorgánica (reellenos), fase orgánica (molécula monomérica) y una fase de acoplamiento o agente de unión bifuncional. A través del tiempo, han sido modificados con distintos materiales con el objetivo de mejorar sus propiedades mecánicas, ópticas, de pulido, adaptación y sellado marginal de la restauración, entre otros (2,3,4).

Las resinas compuestas endurecen mediante una reacción de polimerización de poliadición de tipo radicalica. Esta reacción, para poder desencadenarse requiere ser activada para lo cual se puede recurrir a diversos sistemas, de acuerdo a lo cual se pueden clasificar en: resinas de activación química (autocurado), de activación física (por luz y calor) y resinas de activación dual. Inicialmente, las resinas compuestas eran de activación química (presentación polvo-líquido y pasta-pasta) las cuales, entre otros, tenían un gran problema que era la inestabilidad de color. Para solucionar este problema, se creó un sistema de activación física (por luz) que permitió obtener una mayor estabilidad de color, mayor tiempo de trabajo, mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético (5,6).

En la actualidad, los composites fotoactivados son los materiales dentales predominantes para realizar restauraciones directas ya sea para el sector posterior

como para el sector anterior (7,8,9). La completa polimerización de dichas resinas depende directamente de la conversión de monómero a polímero, es decir, de la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante el proceso de conversión. Existen múltiples factores que influyen el grado de polimerización de estas resinas, entre los cuales se pueden mencionar: el color del composite, grosor del material, el tipo de relleno, tipo y calidad de la luz que se utiliza para activar la polimerización, la distancia entre foco de luz y el composite, la profundidad de la cavidad y el tiempo de activación empleado (8,9).

Una de las principales controversias para el uso de resinas compuestas como restauraciones directas, ha sido la falta de adhesión a estructuras dentarias como esmalte y dentina, su grado de contracción de polimerización, la baja resistencia a la fractura y el riesgo de desarrollo de caries secundaria (4,10). Si bien, dichos inconvenientes se han ido mejorando durante los últimos 30 años, las fallas clínicas de las restauraciones de resinas compuestas usualmente se asocian a un sellado diente-restauración deficiente, el cual se produce principalmente por la falta de adhesión de la resina compuesta a la estructura dentaria y por la contracción de polimerización, generando así múltiples problemas para el paciente como son la sensibilidad post-operatoria, tinción marginal de la restauración, y caries secundaria (11, 12).

Se han postulado distintos métodos para optimizar el sellado marginal, entre los cuales se destacan los procedimientos adhesivos para conseguir unión del material a esmalte y dentina, generando una articulación adhesiva que permita controlar el efecto de la contracción de polimerización. Del mismo modo, para lograr buen sellado marginal y evitar que la contracción rompa la articulación adhesiva generando una brecha marginal, se implementó la técnica incremental de restauración colocando el material en incrementos menores a 2mm. También se pudo lograr el mismo efecto al controlar el tipo e intensidad de la fuente lumínica utilizada para fotoactivar el material, de manera de no generar una contracción brusca que perjudique la adhesión ya lograda. Otro aspecto a controlar es el factor de configuración cavitaria o factor C (proporción de unión a

las paredes dentarias respecto de zonas no adheridas) lo que permite obtener un mejor sellado de la restauración (13, 14).

Con respecto al factor C, la mayoría de los autores concuerdan que frente a situaciones donde el área de superficie de unión de la resina compuesta es mayor a su área de superficie libre, se producirá un gran estrés y por ende tensión en la interfaz adhesiva (15). Por lo mismo, incrementos muy grandes de material en cavidades amplias, generan mayor tensión producto de un gran factor C. Se ha postulado la utilización de pequeños incrementos mediante una técnica incremental en cavidades grandes para controlar el factor C y así disminuir el efecto de la contracción por polimerización sobre la articulación adhesiva. Sin embargo, se ha demostrado que en cavidades pequeñas no hay diferencias significativas de unión a la estructura dentaria entre la utilización de una técnica incremental y la técnica de un solo incremento, ya que en ambas se genera una unión adecuada a la estructura dentaria mediante la utilización de un buen adhesivo (16). Por otra parte, también se ha comprobado que la deformación cuspídea por contracción de polimerización en dientes restaurados mediante la técnica de un solo incremento es mayor que la deformación obtenida al utilizar distintas técnicas incrementales (17).

Si bien la técnica incremental ha demostrado ser eficiente para controlar los factores antes mencionados, disminuyendo significativamente la filtración marginal pero no eliminándola, una de sus grandes desventajas radica en que es una técnica compleja y de múltiples pasos en donde es muy fácil cometer errores y que además requiere de un gran tiempo de trabajo para el odontólogo tratante. En la actualidad, se ha creado una gran variedad de sistemas de resinas compuestas que se utilizan en un solo incremento como lo son Surefill SDR™, Venus®, SonicFill™, entre otros; los cuales han demostrado valores positivos para su uso clínico facilitando así el trabajo del odontólogo y la comodidad del paciente durante la atención dental (18).

Dentro de los materiales de resinas compuestas monoincrementales disponibles en el mercado en Chile, encontramos el sistema SonicFill™, el cual corresponde a

una resina compuesta densa, nanohíbrida, fotoactivada, indicada específicamente para la confección de restauraciones del sector posterior. Este material se aplica en cavidades de molares y premolares mediante una pieza de mano de activación sónica que genera una fuerza de cizalle en la resina la cual responde reduciendo su viscosidad. Mientras el resto de las resinas compuestas demuestran una cierta reducción en la viscosidad ante la exposición a las fuerzas de cizalle, la formulación única de la resina SonicFill™ (Kerr) logra una reducción sustancial de la viscosidad, cerca de tres veces mayor que las resinas compuestas tradicionales, como una premisa permitiendo una correcta adaptación del material a la cavidad (19). Dada las características del material, luego de ser aplicado y tallado, este permite ser polimerizado en un solo incremento sólo si la cavidad es igual o menor a 5mm ya que de lo contrario se deben hacer 2 incrementos.

Con la creación de estos nuevos sistemas de resinas compuestas de un solo incremento se plantean las siguientes interrogantes: ¿Cómo reaccionan frente al factor C?, ¿Sufren menor contracción de polimerización que las resinas compuestas convencionales?, ¿Cómo es su grado de sellado marginal?, ¿La resistencia mecánica que estas poseen y su grado de polimerización es igual, menor o superior a las resinas convencionales? Recientemente se han realizado estudios en el Área de Biomateriales Odontológicos de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile que demuestran un buen desempeño de Sonicfill™ en cuanto a adaptación y sellado marginal, con muy bajos valores de filtración marginal, bajos valores de contracción de polimerización y un buen desempeño frente al factor C. Dichos estudios evaluaron el grado de adaptación marginal de Sonicfill™ en comparación con una resina compuesta convencional, mediante observaciones al microscopio electrónico de barrido y posteriormente, el grado de sellado marginal luego del termociclado. Sin embargo, dado que Sonicfill™ es fotoactivado en grandes incrementos (hasta 5mm de profundidad) queda la duda si se logra un material con la suficiente resistencia mecánica para soportar las cargas funcionales en boca, dado que ella está en directa relación con el grado de polimerización logrado en el material.

Por los antecedentes expuestos anteriormente, el propósito de este trabajo fue determinar y comparar el grado de resistencia compresiva y de dureza superficial de una restauración realizada con el sistema Sonicfill™ y Herculite® Precis mediante pruebas de dureza y resistencia compresiva aplicadas a cada material.

MARCO TEÓRICO

Las enfermedades bucales son un grupo de enfermedades crónicas que constituyen un gran problema de salud pública en el mundo dada su alta prevalencia, impacto en los individuos y en la sociedad, y el alto costo de su tratamiento (20). Dentro de las más prevalentes encontramos la caries dental, enfermedad periodontal y anomalías dentomaxilares, siendo la caries dental la principal causa de pérdida dentaria. En Chile, más del 60% de las acciones realizadas por el odontólogo general son destinadas al tratamiento de lesiones cariosas. Existen también otras entidades patológicas que afectan al diente como el traumatismo dentoalveolar y la pérdida de estructura por daño químico y físico, entre otras, que requieren ser rehabilitadas (21).

La caries dental corresponde a una enfermedad crónica multifactorial desde el punto de vista de causalidad ya que en el desarrollo de esta, se encuentran involucrados múltiples factores tales como: la placa bacteriana, el tipo de alimentación, estrato socioeconómico y susceptibilidad del individuo (22, 23). Se caracteriza por la destrucción y pérdida de tejido dentario el cual se manifiesta como lesiones cariosas, que pueden ser reversibles cuando no hay presencia de cavitación e irreversibles cuando se genera una cavitación de la superficie dentaria (24,25).

Cuando las lesiones cariosas generan pérdida de sustancia dentaria de carácter irreversible, deben ser tratadas y restauradas para devolver la morfología, y a través de ella, la función y estética de la pieza dentaria dañada, además de permitir preservar la salud y el equilibrio del ecosistema bucal (21,26). Sin embargo, es importante recalcar que la terapia restauradora no mejora la salud bucal de las personas sino que sólo limita un daño ya producido por la enfermedad (27). Existen múltiples materiales restauradores que se utilizan para devolver la integridad de una pieza dentaria. Dentro de ellos encontramos materiales rígidos de obturación indirecta que se usan en situaciones de gran destrucción dentaria en donde se requiere la colaboración de un laboratorio dental y que se utilizan en la confección de incrustaciones (metálicas, cerámicas o cerómeros) y prótesis fija

(en casos de pérdida severa de estructura dentaria). Como alternativa a los anteriores, existen materiales plásticos de obturación directa en casos en donde no hay gran destrucción dentaria por lo que no se requiere de colaboración de un laboratorio dental y la restauración se realiza directamente en la preparación cavitaria en boca. Dentro de estos, los más son utilizados en la actualidad son: aquellos de origen metálico (amalgamas), de origen orgánico (resinas acrílicas), cementos de ionómero vítreo y los materiales combinados que corresponden a las resinas compuestas o también denominados composites (6).

Históricamente, la amalgama dental ha sido uno de los materiales más utilizados para realizar restauraciones directas en piezas posteriores. Sin embargo, producto del uso controversial de mercurio, la demanda estética del paciente y el desarrollo de nuevas tecnologías, han surgido una diversidad de materiales para sustituirla. En 1945 se crearon las resinas acrílicas sin relleno, las cuales eran materiales de origen orgánico (monómero de metilmetacrilato) y de uso limitado ya que poseían desventajas como gran inestabilidad de color, gran contracción por polimerización, coeficiente de variación dimensional térmico muy elevado en comparación al tejido dentario y malas propiedades mecánicas. En 1972 aparecieron los cementos de ionómero vítreo, los cuales dentro de sus principales características se encontraba la adhesión química a la estructura dentaria y liberación de flúor al medio. Sin embargo, estos poseían una baja resistencia mecánica por lo que su uso se limitó a restauraciones cervicales, y material de protección pulpodentaria principalmente (1,28,29).

En el año 1962 el Dr. Ray L. Bowen, desarrolló un nuevo tipo de material que denominó resina compuesta, utilizando como base las resinas acrílicas sin relleno. Su principal innovación estuvo dada por la síntesis de una nueva molécula orgánica, el Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato que denominó bis-GMA y la incorporación de partículas de relleno inorgánico, las cuales fueron tratadas superficialmente con vinil silano, con el fin de permitir una buena unión entre ambas partes. Debido al alto peso molecular del bis-GMA, la resina compuesta experimentaba menor contracción de polimerización y además expresaba mejores

propiedades mecánicas y ópticas en comparación a las resinas acrílicas anteriores. (29,30)

Composición de las Resinas Compuestas.

En los últimos 50 años, la composición de las resinas compuestas o composites ha evolucionado significativamente estando estas constituidas por una fase orgánica (matriz de resina), una fase cerámica (reellenos inorgánicos) y una fase de acoplamiento o agente de unión bifuncional, además de otros componentes como sistemas aceleradores-iniciadores que permiten el inicio y polimerización del material, estabilizadores-inhibidores que controlan la polimerización y también pigmentos para otorgar la translucidez y sombra adecuada del material. Estas fases han sido modificadas con distintos materiales a través del tiempo mejorando las propiedades mecánicas, ópticas, de pulido, y de adaptación y sellado marginal entre otros de la restauración (2, 29, 30, 31, 32, 33, 34).

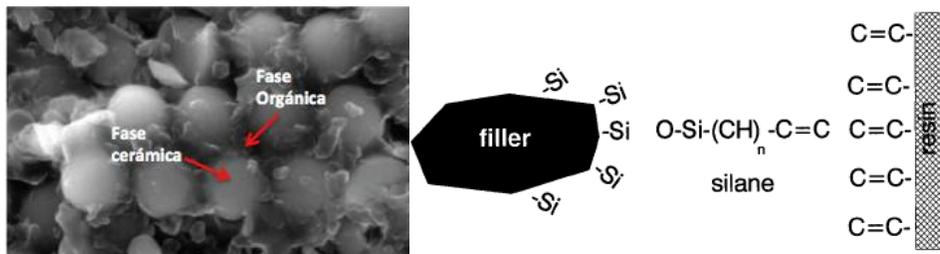


Fig. 1. Composición básica de las Resinas compuestas.

Fase Orgánica (Matriz de Resina): Está constituida por monómeros orgánicos, fotoiniciadores, coiniciadores, inhibidores y estabilizadores de la polimerización, absorbentes de luz ultravioleta y una pequeña cantidad de componentes adicionales que varían dependiendo del fabricante. Aproximadamente el 90% de las resinas compuestas actuales utilizan el monómero bis-GMA (bisfenol-A-glycidil dimetacrilato) en combinación con el UDMA (Uretano dimetacrilato) como su matriz orgánica. Existen también otros monómeros utilizados que poseen menor peso molecular dentro de los cuales encontramos; TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), , el Bis-EMA (Bis-fenol A Etoxilado metacrilato) o el bis-MA

diagnóstica (39), es por esto que la incorporación del mayor porcentaje posible de relleno es un objetivo fundamental a conseguir en el material ya que la mejoría de dichas propiedades se encuentra en directa relación con la cantidad de relleno. A su vez, uno de los propósitos del relleno inorgánico es reforzar la resina compuesta y reducir el porcentaje de matriz orgánica lo más posible ya que es ésta la que genera la contracción volumétrica durante la polimerización del material (30,40).

Agente de enlace: Dado que la fase cerámica y la fase orgánica no poseen afinidad química, es necesario un agente de unión para unirlos. El agente de unión más utilizado en las resinas compuestas es el gama-metacriloxipropil-trietoxisilano (γ -MPTS), molécula bifuncional que por un extremo se une a los grupos hidroxilo de las partículas de sílice y por su otro extremo a los grupos metacrilatos de los monómeros de la matriz copolimerizando con ellos y permitiendo la formación de un fuerte enlace covalente entre las partículas de relleno inorgánico y la matriz orgánica (41).

Sistema activador-iniciador: los monómeros de monometacrilato o dimetacrilato polimerizan por adición mediante mecanismos iniciados por radicales libres; éstos se pueden generar por una activación química o por energía de activación externa (calor, luz o microondas) (30).

Sistemas Inhibidores y estabilizadores: El Hidroxitolueno butilado (HTB) es un inhibidor comúnmente utilizado en las resinas compuestas. Este inhibidor minimiza o previene la polimerización accidental o espontánea de los monómeros al captar los radicales libres antes de que éstos inicien la reacción de polimerización (30).

Modificadores ópticos: corresponden a distintos tipos de pigmentos que son utilizados en las resinas compuestas para otorgarles propiedades ópticas (tono y translucidez) similares a la estructura dentaria. Estos pigmentos se obtienen utilizando cantidades minúsculas de partículas de óxidos metálicos (30).

Clasificación de las Resinas compuestas.

Conociendo la composición básica de las resinas compuestas y la función de cada uno de sus componentes, podemos clasificarlas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. De esta forma podemos clasificar a los composites de acuerdo al tamaño de sus partículas de relleno en la fase cerámica de la siguiente manera (2,41):

- a) Resinas compuestas tradicionales o de macrorelleno: fueron usualmente formuladas con cuarzo. El promedio de sus partículas de relleno fluctuaba entre 10-20um pero llegaba a presentar partículas de hasta 100um. Este material fue uno de los que primero apareció en el mercado pero su uso fue en decadencia ya que pese a que presentaba buenas propiedades mecánicas, tenía una muy baja resistencia al desgaste y pobres propiedades estéticas dada su gran rugosidad superficial y difícil pulido por lo que tendían a pigmentarse. (2,41)
- b) Resinas compuestas microrrelleno: Se incorporaron al mercado con el objetivo de solucionar los problemas estéticos de las resinas de macrorelleno. Sus partículas de relleno corresponden a sílice coloidal con un 50% de carga en peso. Presentaban un tamaño de partícula promedio de 0,04 um con un rango que va desde 0,01 – 0,05 um. Dado que presentaba una baja carga de relleno inorgánico, tenían propiedades mecánicas bajas por lo que no se podían usar en lugares de gran requerimiento mecánico por ejemplo, caras oclusales del sector posterior. Sin embargo, eran resinas altamente estéticas ya que lograban una excelente superficie pulida. (2,41)
- c) Resinas compuestas híbridas: Estas resinas se incorporaron al mercado con el fin de combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas de macrorelleno y la capacidad de pulido de los sistemas de microrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas.

Presentan partículas de relleno de diferentes tamaños (15 – 20 μm y 0,01– 0,05 μm) con un promedio de tamaño superior al micrón. (2,41)

- d) Resinas compuestas microhíbridas: Corresponden a una evolución de las anteriores y se diseñaron con el objetivo de mejorar aún más las propiedades estéticas del material, y a su vez preservar las propiedades mecánicas. Presentan partículas de relleno de un promedio de tamaño menor a un 1 μm con un rango de 0,4-0,9 μm según la marca comercial del producto. Estas partículas permiten una superficie satisfactoriamente pulida, buena resistencia mecánica y textura superficial, lo que permite su uso tanto en piezas dentarias anteriores y posteriores. (2,41)
- e) Resinas compuestas de nanorrelleno: contienen como relleno inorgánico partículas esferoidales de nanorrelleno de Estroncio vítreo de un tamaño promedio entre 5nm y 100nm. Esto permite que las partículas de relleno sean agregadas en altas concentraciones, lo que favorece al mejor pulido y acabado de la restauración y a su vez para obtener propiedades mecánicas lo suficientemente buenas como para poder utilizar el material tanto en el sector anterior como posterior. Sin embargo, hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no interfieren el paso de la luz, por lo que se deben acompañar de partículas de mayor tamaño (0,6 μm promedio) para mejorar su comportamiento óptico (2,42).
- f) Resinas compuestas nanohíbridas: Como su nombre lo dice, son resinas compuestas híbridas que presentan nanopartículas de circonio/sílice o nanosílice de un tamaño promedio entre 5nm y 100nm aproximadamente. Además, se les agrega partículas de mayor tamaño (0,6 μm a 1 μm) para darle mejores propiedades al material tales como: reducida contracción de polimerización, gran resistencia mecánica, comportamiento óptico adecuado, buena capacidad de pulido y una estética mejorada (2, 43).

Polimerización de las Resinas compuestas.

Como se mencionó al inicio del documento, uno de los principales problemas de las resinas compuestas es la contracción por polimerización que estas sufren. Para comprender como se produce este fenómeno, es necesario explicar el proceso de endurecimiento o polimerización. La polimerización del material ocurre mediante una reacción química en donde los monómeros orgánicos de la matriz se unen entre sí a través de enlaces covalentes para formar un polímero de cadenas entrecruzadas. Para esto, ellos deben ser activados mediante un aporte de energía que logre desdoblarse el doble enlace de sus grupos terminales (44, 45).

Inicialmente las resinas compuestas poseían un sistema de activación química, presentándose en forma de dos pastas, una con un iniciador (peróxido de benzoilo) y otra un acelerador (amina orgánica como la N, N-dimetil-*p*-toluidina), las cuales al mezclarse permitían su polimerización. Este tipo de resina compuesta presentaba una serie de desventajas como la inestabilidad de color en el tiempo y bajo tiempo de trabajo, producto de la reacción amina-peróxido que se generaba al mezclar ambas pastas. Debido a ello, se creó un sistema de activación física en base a luz, el cual en sus inicios utilizaba luz UV pero dado el potencial daño biológico que este puede producir, se cambió a luz visible (utilizado en la actualidad). El sistema activado por luz visible utiliza una luz intensa que va entre los 400nm a 560nm de longitud de onda, que es absorbida por una α -dicetona (agente fotosensible o fotoiniciador) que en las resinas compuestas actuales corresponde a una camforoquinona (CQ) la cual, en presencia de una amina orgánica alifática (co-iniciador) es capaz de generar radicales libres que inician la reacción de polimerización. Dicha reacción de polimerización por adición de tipo radicalica ocurre en tres etapas, a saber: (30,46,47,48,49)

1. Etapa de Iniciación: la molécula del iniciador (camforoquinona), se energiza y se activa en presencia de una molécula co-iniciadora (amina alifática), formando radicales libres que actúan sobre el enlace no saturado de los grupos terminales de los monómeros de la matriz orgánica, abriendo dichos enlaces y generando

dos zonas reactivas en la molécula, y al unirse con una de ellas, dejan la otra energizada y libre para actuar sobre otros monómeros y así iniciar la polimerización.

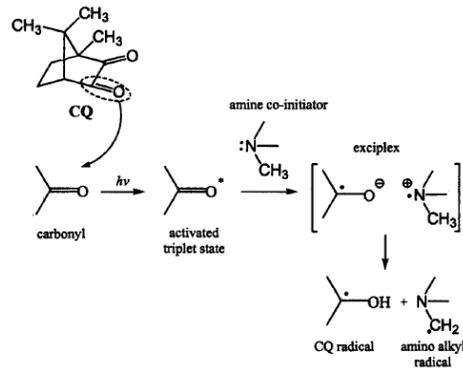


Fig. 3. Formación de radicales a partir de CQ y amina co-iniciadora libres para la polimerización

2. Etapa de Propagación: Una vez que se alcanza un número crítico de dobles enlaces abiertos, el requerimiento energético es muy bajo y la reacción se propaga a gran velocidad, hasta concluir la reacción.

3. Etapa de Terminación: Que ocurre cuando dos moléculas de polímero se transfieren la energía (acoplamiento directo), inactivándose mutuamente. (31, 50)

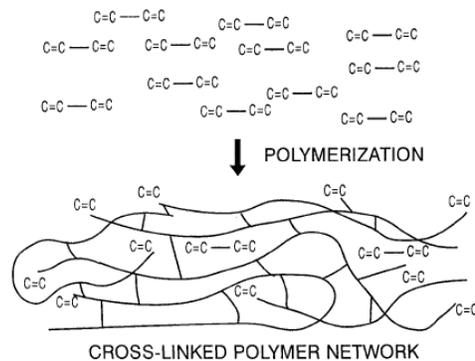


Fig. 4. Etapa de propagación y terminación de polimerización de un composite

Al polimerizar la resina compuesta, ocurren dos fenómenos anexos a ella y que no pueden ser evitados: uno es la exotermia y el otro la contracción por polimerización. La exotermia se produce ya que el material pasa de un estado de mayor energía a un estado de menor energía liberando calor al medio. La

contracción por polimerización o contracción volumétrica se produce al acortarse las distancias entre monómeros que se encuentran separados por fuerzas de Van der Waals para aproximarse entre sí a una distancia que les permita generar los enlaces covalentes entre ellos durante la polimerización, esto disminuye el volumen total de la masa. Esta contracción volumétrica se encuentra influenciada directamente por el peso molecular de los monómeros de la fase matriz, el tipo y cantidad de relleno inorgánico y por la cantidad de conversión de monómero a polímero que ocurre durante la polimerización (4, 51, 52).

La contracción por polimerización que sufren las resinas compuestas varía entre un 1,35% a 7,1% dependiendo de su composición química. Cuando el material polimeriza, como se mencionó, se va a contraer y los vectores de esta contracción se dirigirán hacia donde le resulte más adhesivo al material. Si el material endureciera en una preparación cavitaria sin acondicionamiento previo, lo más adhesivo para él serán sus propias moléculas, por lo que se contraerá libremente hacia sí mismo, es decir hacia su centro. Esta contracción al no estar sometida a tensión no genera estrés al interior del material y se denomina "contracción libre". Sin embargo, en la odontología se requiere unir la resina compuesta a la estructura dentaria para lo cual estas son preparadas adhesivamente para hacerlas más receptivas para adherir al material restaurador. En este caso, al activarse la reacción, el material iniciará su contracción pero ahora se verá impedido de poder hacerlo hacia su centro, ya que se encuentra "adherido" a las paredes cavitarias. En este caso la contracción se produce bajo la restricción que presenta la articulación adhesiva con la pieza dentaria y por ello se genera un estrés al interior de la masa del material, el cual debe ser disipado mediante el escurrimiento de sus zonas libres o no adheridas. Esta es la denominada contracción restringida, restringida o efectiva y si no se compensa adecuadamente, puede inducir la ruptura de la adhesión con la pieza dentaria generando una brecha marginal. Como se señaló, se denomina contracción libre aquella que ocurre cuando la resina compuesta se encuentra sin contactar la superficie dentaria o cuando se encuentra adherida a sólo una pared de ésta, generando una

contracción de tipo centrípeta (Fig 5A y 5B). A su vez, se le denomina contracción restringida cuando el composite se encuentra en contacto con 2 o más paredes y comienza a sufrir una contracción de tipo centrífuga, lo que genera tensiones o estrés en la articulación adhesiva diente-restauración (Fig 5C y 5D). Estas tensiones derivadas de la contracción por polimerización, pueden producir fallas clínicas como deformación/fractura dentaria, y fallas adhesivas entre diente y restauración (51, 53).

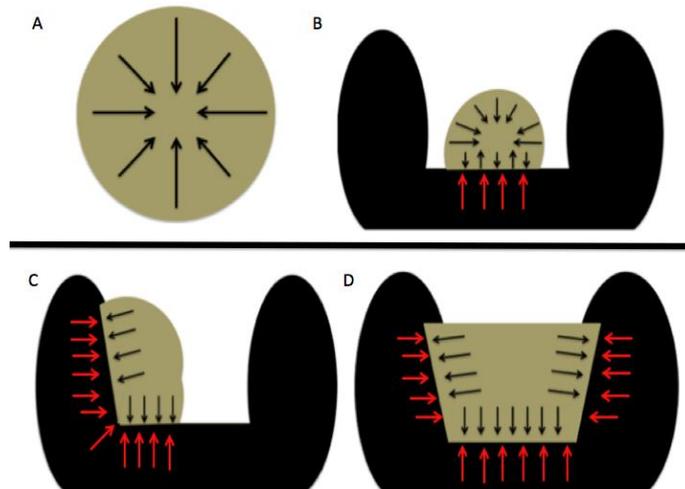


Fig. 5. Representación gráfica de los tipos de contracción centrípeta/centrífuga que sufre un composite de acuerdo a la articulación con la superficie dentaria y de las tensiones que esta produce.

Ahora bien, la contracción de polimerización ha sido uno de los fenómenos más estudiados en la odontología en los últimos años. Actualmente se sabe que varios factores influyen en las tensiones de contracción, tales como la configuración de la cavidad, la velocidad con que la polimerización ocurre, el módulo de elasticidad de la resina compuesta y la propia contracción, inherente al material resinoso (54, 55, 56).

En virtud de lo anterior y considerando que una de las principales deficiencias que han presentado las resinas compuestas desde sus inicios hasta la actualidad, es la falta de adhesión química a la estructura dentaria (esmalte, dentina), se ha hecho necesario la aplicación de un sistema adhesivo que permita la creación de un complejo de unión entre el diente y la restauración. Como se mencionaba

anteriormente, el composite al polimerizar sufre una contracción volumétrica que produce tensiones o estrés en la interfaz diente-restauración. Si este estrés supera la fuerza adhesiva obtenida, se pierde la adhesión, dando paso a la generación de un gap o brecha en los márgenes de la restauración, produciendo así un sellado marginal deficiente que atenta contra la adaptación completa del material a las paredes de la cavidad. Este gap o brecha entre el diente y la restauración permite que se genere microfiltración de bacterias, fluidos, moléculas o iones, lo cual puede generar coloración y deterioro de los márgenes de la restauración, caries secundaria, sensibilidad postoperatoria del diente restaurado y el desarrollo de patologías pulpares que llevan al fracaso de la restauración (39).

Se han postulado diferentes estrategias para disminuir los efectos de la contracción por polimerización de las resinas compuestas, dentro de las cuales encontramos: el acondicionamiento de las superficies dentarias (esmalte y dentina) para que sean más receptivas para el material restaurador, junto con el uso de sistemas adhesivos que permitan una mejor unión entre diente-restauración. También, en forma complementaria a lo anterior, se ha indicado la utilización de un material de base elástico (ionómero vítreo, composite flow), y el uso de técnicas de polimerización gradual y amigables para el material, además de controlar el factor de configuración cavitaria o factor C, y la utilización de una técnica de inserción incremental del material (53).

Acondicionamiento dentario y sistemas adhesivos.

Dado que las resinas compuestas no logran tener una adhesión química a la estructura dentaria a diferencia de los ionómeros vítreos, es necesario realizar un acondicionamiento de los tejidos dentarios para que estas logren una adhesión mecánica o física ya sea del tipo macromecánica como micromecánica al diente. La adhesión macromecánica corresponde al diseño de la preparación cavitaria del diente, la cual tiene que brindar paredes que permitan la retención del material, manteniendo siempre el principio de conservación y preservación de la estructura dentaria sana. Por otra parte, la adhesión micromecánica consiste en obtener una trabazón entre diente y restauración a partir de microporosidades generadas en el

sustrato dentario que permitan la penetración y microtrabazón de un agente adhesivo que a su vez, se una a la resina compuesta permitiendo una articulación adhesiva entre diente y restauración adecuada (47, 57, 58).

Es así como el proceso de adhesión de las resinas compuestas a la estructura dentaria lo podemos dividir en tres fases:

1. La primera fase es la llamada de acondicionamiento, que en la actualidad corresponde mayoritariamente al uso de un grabado ácido de las superficies, que consiste en la remoción de fosfatos cálcicos del sustrato dentario a través de la aplicación de un ácido (ortofosfórico al 37%), lo cual provoca una superficie irregular microporosa que constituye un frente de desmineralización que genera una zona microretentiva. (57, 58)
2. La segunda fase es la de imprimación de la superficie dentaria e implica la acción de un agente que promueva la adhesión de la resina adhesiva a la superficie dental, llamado también agente imprimante, que es una resina hidrofílica en un solvente con monómeros como el HEMA, BPDM y 4META (hidroxietilmetacrílate) que poseen 2 grupos funcionales, uno hidrofílico que es afín a la dentina y uno hidrofóbico (metacrílate) que es afín a la resina adhesiva. (57, 58)
3. Por último, la fase de adhesión, que corresponde a la infiltración y subsecuente polimerización in-situ de la resina adhesiva propiamente tal (resina sin relleno que posee monómeros como Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, además de iniciadores, e inhibidores de polimerización) la cual es llevada por el agente imprimante dentro de las microporosidades creadas en la superficie del sustrato. Al endurecer, las numerosas proyecciones de la resina adhesiva embebidas en la superficie del adherente, también denominadas “tags” de resina, proporcionan el anclaje para una unión micromecánica por efecto geométrico y reológico, permitiendo así la retención del material a la superficie cavitaria. El resultado de este tratamiento es la creación de la llamada capa híbrida o zona de interdifusión

que es una mezcla entre el tejido biológico descalcificado y la resina adhesiva aplicada. (57, 58)

Los sistemas adhesivos han ido mejorando a través del tiempo logrando mejores fuerzas adhesivas y sellado marginal entre diente restauración. Estos sistemas han evolucionado para ir simplificando la técnica adhesiva en menores fases o etapas, pasando desde la técnica de grabado ácido total a la utilización de adhesivos autograbantes (39,59,60).

La técnica de grabado ácido total, postula la remoción completa del barro dentinario (desechos de materia orgánica, inorgánica, residuos dentinarios, bacterias, y material de corte) mediante la aplicación en esmalte y dentina del agente ácido grabador (ácido ortofosfórico al 37%) que luego de unos segundos de acción desmineralizante, se procede a lavar, permitiendo la remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita en el esmalte generando diversos patrones de grabado, mientras que en la dentina se produce la exposición del colágeno en la dentina intertubular, además de abrir los túbulos dentinarios y aumentar la permeabilidad de la dentina. A continuación se seca la superficie, cuidando de no eliminar por completo la humedad en la dentina ya que esta es la encargada de mantener el colágeno expandido. Si se elimina esta agua completamente, el colágeno, al no tener su soporte mineral, que fue retirado con el acondicionamiento ácido, colapsará y reducirá los espacios dejados por la fase mineral retirada que debieran ser ocupados por el agente imprimante. Luego se aplica el agente imprimante y finalmente el “adhesivo” propiamente tal, el cual se hace polimerizar. En esta técnica, el ácido va separado del agente imprimante y del adhesivo, y estos dos últimos pueden presentarse por separado o ambos en un solo envase (39).

Dado que la técnica de grabado ácido total requiere múltiples pasos operatorios y es muy susceptible a que se puedan cometer pequeños errores entre cada paso, se implementó el uso de adhesivos autograbantes. Mediante esta técnica, el acondicionamiento ácido se realiza de manera simultánea con la imprimación o bien, con la imprimación y la adhesión. Con este sistema autoacondicionante, no

se realiza grabado con ácido fosfórico y tampoco el lavado posterior de la superficie y se lleva a cabo una disolución parcial de la hidroxiapatita y del barro dentinario, el cual pasa a ser parte del sustrato adhesivo. Sin embargo, pese a que existe una tendencia en cuanto al uso de sistemas adhesivos más simplificados, no se ha demostrado que este sistema sea equivalente o superior al sistema de grabado ácido total en cuanto a efectividad adhesiva (59).

Aún con los avances logrados en los sistemas adhesivos, no se ha podido desarrollar un sistema que permita una unión química entre el diente y las resinas, ni se ha alcanzado una fuerza adhesiva tal que soporte a largo plazo las tensiones producidas en la interfaz diente-restauración (61).

Uso de materiales de base con bajo módulo de elasticidad.

Las resinas compuestas convencionales utilizadas para restaurar piezas dentarias, tienen un gran módulo de elasticidad que se traduce en una gran rigidez. Esta elevada rigidez contribuye a la inestabilidad que presenta el composite para compensar el estrés de contracción por polimerización, lo que puede llevar a fallas adhesivas o fractura de la estructura dentaria, resultando en microfiltración marginal. Se ha demostrado que la utilización de materiales de base que presenten bajo módulo de elasticidad, puede reducir el estrés de contracción por polimerización de la resina compuesta y contribuir a disiparlo, disminuyendo los efectos que este produce en la interfaz adhesiva. Dentro de los materiales base que se pueden utilizar encontramos los ionómeros vítreos y las resinas compuestas fluidas o composite flow (53,62).

El cemento de Ionómero Vítreo constituye una excelente alternativa como material de base, debido a la adhesión químico-micromecánica que tiene a los tejidos dentarios, las propiedades mecánicas similares a las de la dentina y un bajo módulo elástico, lo que permitiría al ionómero vítreo deformarse al momento de producirse la tensión de la resina compuesta y de esta manera, reducir el estrés a nivel de la junta adhesiva (63).

Otro de los procedimientos que se preconiza en la actualidad, es el uso de las resinas compuestas fluidas. Estas resinas tienen la capacidad de adaptarse fielmente a las estructuras dentarias y además, presentan un bajo módulo de elasticidad que permite relajar las tensiones que se producen en la junta adhesiva al contraerse el material durante la polimerización. (62)

Fotoactivación Gradual de la polimerización: activación de inicio blando, incremental y/o retardada.

Como se mencionaba anteriormente, la contracción volumétrica de la resina compuesta se ve influenciada directamente por la cantidad y velocidad de conversión de monómero a polímero que ocurre durante la polimerización. Es así, como se ha demostrado que una lenta reacción de polimerización puede aumentar la posibilidad de escurrimiento del material, permitiendo que este se mantenga en una estado plástico o fluido por mayor tiempo, por ende, las moléculas se pueden deslizar y adoptar nuevas posiciones y orientaciones, disminuyendo la tensión de contracción que se produce entre diente-restauración, resultando en menores índices de fisuras e infiltración marginal (53,54,63,64). Es así como se han diseñado diferentes técnicas de fotoactivación gradual dentro del marco de reducción de la velocidad de polimerización, entre las cuales tenemos (65,66,67,68):

1. Técnica de activación de Inicio Blando: Se comienza con una luz de baja intensidad (100 mW/cm²) que se mantiene hasta alcanzar el punto en donde la resina pasa de ser más fluida a más viscosa-sólida para finalizar con una luz de alta intensidad (800 mW/cm²). Esto permite que el proceso de endurecimiento tenga la mayor cantidad de conversión cuando la mayor parte de tensiones ha sido reducida. Se han desarrollado varios protocolos e incluso lámparas de fotoactivación que tengan automáticamente una o más secuencias de exposición para estas técnicas de inicio blando (30,65,67, 68).
2. La técnica de activación incremental: es una variación de la técnica anterior. En la fotoactivación incremental la intensidad de la luz aumenta de forma gradual durante la exposición hasta alcanzar el nivel máximo. Este

nivel máximo de exposición se mantiene por un determinado período para que el mejor grado de conversión sea alcanzado. Este incremento puede ser en modo escalonado, lineal o exponencial. (30,65,67,68).

3. Técnica de fotoactivación retardada: También es una variación de técnica de polimerización de inicio blando. En esta técnica, la restauración en un primer momento se fotoactiva de forma incompleta con baja intensidad; el clínico esculpe y da forma a la resina para corregir la oclusión y posteriormente aplica una segunda exposición para el endurecimiento final. Este retraso también permite que haya una gran relajación de tensiones que se generan en la obturación. A medida que aumenta el tiempo disponible para la relajación, disminuye la tensión residual (30,33,66, 67, 68).

Factor de Configuración Cavitario o Factor C.

El factor de configuración cavitaria o factor C corresponde a una relación matemática simple que permite conocer la magnitud del estrés de polimerización que generará una resina compuesta en una preparación biológica luego de ser polimerizada. En otras palabras, estima la tensión residual de polimerización que sufrirá la restauración según su configuración cavitaria. Esta relación se establece entre las superficies del material adheridas y no adheridas en una cavidad preparada, y es el resultado de dividir la cantidad de superficies donde habrá adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres sin adhesión (superficie no adherida). La tensión residual de la polimerización aumenta en proporción directa a este cociente (14, 53, 68).

Durante la polimerización, la contracción hace que las superficies del material que se encuentran adheridas a las paredes cavitarias, se mantengan en estado de tensión, mientras que las superficies no adheridas o superficies libres del material no sufren dicho estrés. Es por esto, que la técnica operatoria para colocar el material dentro de la cavidad preparada, debe buscar un factor C favorable en donde haya la menor cantidad de paredes adheridas posibles y a su vez, la mayor

cantidad de paredes libres. Para poder lograr esto, se estableció la técnica incremental de aplicación del material (14, 68).

Técnica Incremental.

La técnica incremental se caracteriza por la construcción progresiva de la restauración, agregando pequeños incrementos menores a 2mm de grosor de material en capas sucesivas los cuales se van fotoactivando de manera consecutiva, con el fin de disminuir la magnitud del efecto de la contracción de polimerización y con ello atenuar la tensión residual entre diente-restauración, reduciendo así la posibilidad de microfiltración marginal (25, 69).

Existen múltiples maneras de aplicar esta técnica, alguna de ellas más efectivas que otras para reducir el efecto de la contracción de polimerización y las consecuencias de esta. Dentro de las técnicas más utilizadas encontramos:

- Técnica de reconstrucción horizontal: en ella, se incorporan los incrementos en sentido vestíbulo-palatino/lingual a lo largo de la cavidad. Su desventaja es que aumenta el Factor C por la cantidad de paredes adheridas en relación a las paredes libres y por consiguiente, aumenta la contracción de polimerización (25).
- Técnica de reconstrucción oblicua: consiste en la incorporación de incrementos triangulares u oblicuos en las paredes de la cavidad los que son polimerizados de forma indirecta a través de las paredes cavitarias y luego desde la superficie oclusal de forma directa para direccionar el vector de polimerización hacia la superficie adhesiva. Esta técnica ayuda a prevenir la distorsión de las paredes de la cavidad y reduce el Factor C, permitiendo un flujo mayor de la resina y por ende una reducción de la contracción de polimerización (25, 69).
- Técnica de reconstrucción cuspídea: consiste en aplicar incrementos que permitan ir reconstruyendo cada cúspide de forma separada hasta completar la cavidad, disminuyendo considerablemente el factor C (25).

Pese a que se ha demostrado que la técnica incremental contribuye a la reducción de la contracción de polimerización y a su vez, mejora la adaptación marginal, esta no ha sido capaz de eliminar completamente la microfiltración marginal y las complicaciones que esta conlleva. Por otra parte, esta técnica presenta una serie de desventajas, tales como: un mayor tiempo de trabajo operatorio, técnica sensible en donde se pueden incorporar vacíos o burbujas como también la falta de unión o contaminación entre los incrementos, y la dificultad de acceso tanto en preparaciones conservadoras como en sectores posteriores de la cavidad bucal. (70, 71)

Tomando esto en consideración y reconociendo que actualmente el odontólogo busca reducir el tiempo de trabajo clínico, consiguiendo resultados operatorios satisfactorios, es que ha aumentado el desarrollo de nuevas técnicas y materiales de obturación en un solo bloque (técnica monoincremental o bulk-fill), dentro de los cuales encontramos Surefill SDR™ (Dentsply) y Venus® (Heraeus Kulzer).

Surefill SDR™ corresponde a una resina compuesta fluida de bajo módulo de elasticidad, lo cual permite amortiguar las tensiones en el momento en que éstas se transfieren a la interfase adhesiva durante la contracción de polimerización. Sin embargo, al ser un material fluido, no puede quedar en contacto directo con el diente antagonista debido a sus bajas propiedades mecánicas, por lo que debe dejar 2mm en oclusal para posteriormente ser revestido con una resina compuesta convencional (de alta viscosidad). Esto hace necesario la realización de más de un paso operatorio para la confección definitiva de la restauración, por lo que no sería tan beneficioso su uso.

Venus® también es una resina compuesta fluida que según su fabricante presentaría propiedades mecánicas adecuadas, por lo que se podría usar en un solo incremento rellenando toda la cavidad operatoria. Sin embargo, faltan estudios que avalen dichas propiedades.

Una alternativa a los composites previamente mencionados es el Sistema SonicFill™ (Kerr). Esta resina compuesta permite realizar restauraciones

posteriores con un procedimiento sencillo de un solo paso operatorio que combina las ventajas del composite fluido con un composite universal.

SonicFill™ es una resina compuesta densa, nanohíbrida, de alta carga de relleno inorgánico (83,5% en peso) y modificadores especiales que reaccionan con energía sónica, aplicada a través de una pieza de mano KaVo creada específicamente para SonicFill™ (72, 73).

Al realizar la activación sónica con la pieza de mano KaVo, aumenta la tensión del material y en conjunto con los modificadores, provocan la licuefacción de la resina, disminuyendo drásticamente la viscosidad de la masa en un 87%, incrementando la fluidez del material de manera temporal, lo que permite que actúe como resina fluida, logrando una rápida inserción y óptima adaptación a las paredes de la cavidad. Cuando la energía sónica cesa, el composite recupera gradualmente su consistencia inicial (aproximadamente en 20 segundos), lo que permite un modelado rápido y sencillo. Mientras recupera su consistencia, es sometido a la fotoactivación y por lo tanto, al estar en un estado más fluido es capaz de amortiguar las tensiones que se producen en la interface diente-restauración, disminuyendo el factor C a niveles despreciables (74).

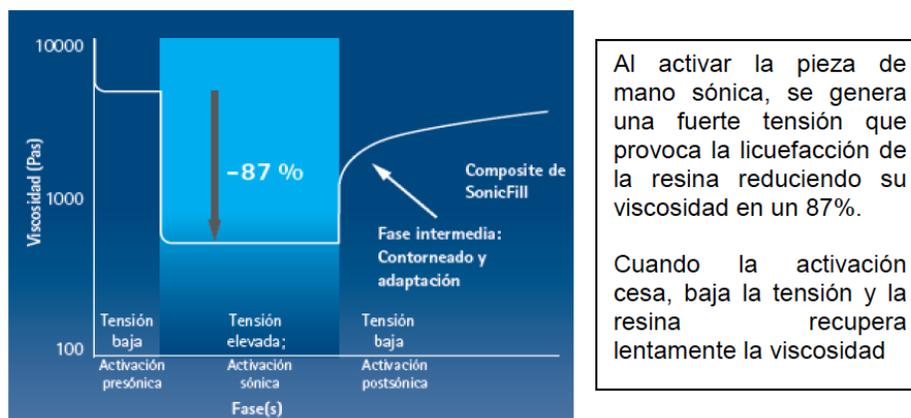


Fig. 6. Viscosidad de SonicFill™ según el estado de activación sónica.

Los altos niveles de foto-iniciadores del composite permiten restaurar toda clase de preparaciones cavitarias en dientes posteriores con dimensiones menores o

iguales a 5mm ya que en grosores superiores se debe realizar otro incremento (75).

Estudios anteriores han demostrado que el material presenta una excelente adaptación y sellado marginal a las preparaciones cavitarias. Sin embargo, dado que Sonicfill™ es fotoactivado en grandes incrementos (hasta 5mm de profundidad) queda la duda si luego de polimerizar, se logra un material con la suficiente resistencia mecánica para soportar las cargas funcionales en boca, dado que ella está en directa relación con el grado de polimerización logrado en el material.

Por los antecedentes expuestos anteriormente, el propósito de este trabajo fue determinar y comparar el grado de resistencia compresiva y de dureza superficial de una restauración realizada con el sistema Sonicfill™ y Herculite® Precis mediante pruebas de dureza y resistencia compresiva aplicadas a cada material.

HIPÓTESIS.

No existen diferencias en la resistencia compresiva lograda con el sistema Sonicfill™ y con Herculite® Precis, así como tampoco en la dureza superficial lograda por estos mismos materiales.

OBJETIVO GENERAL.

Establecer si existen diferencias en la resistencia compresiva y dureza superficial lograda con el sistema Sonicfill™ y con Herculite® Precis.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

1. Determinar la resistencia compresiva y el grado de dureza superficial entre la superficie externa y superficie basal de una resina compuesta fotoactivada en un solo incremento del sistema Sonicfill™.
2. Determinar la resistencia compresiva y el grado de dureza superficial entre la superficie externa y superficie basal de una resina compuesta convencional Herculite® Precis fotoactivada con técnica incremental.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos con ambos materiales (Sonicfill™ y Herculite® Precis) en cuanto a resistencia mecánica y dureza superficial.

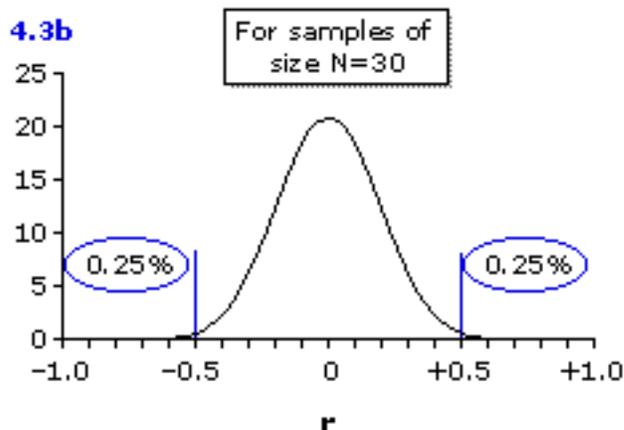
MATERIALES Y MÉTODOS.

Este estudio cuantitativo, experimental comparativo *in vitro*, se realizó en los Laboratorios del área de Biomateriales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, en el Instituto de Investigación y Ensayos de Materiales (IDIEM) y en el Laboratorio de Ensayos Mecánicos del Instituto de Investigaciones y Control del Ejército (IDIC).

MUESTRA

Para el estudio de resistencia compresiva, se utilizó una muestra de 30 cilindros de resina compuesta Herculite® Precis confeccionados mediante técnica incremental y 30 cilindros de resina compuesta Sonicfill™ confeccionados mediante técnica de un solo incremento.

SELECCIÓN DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA



El tamaño de la muestra fue determinado a través del criterio de significación estadística. Un tamaño de la muestra estadísticamente significativo es aquel que determina que una relación entre las variables no es probable que haya ocurrido por casualidad. El tamaño de la muestra mínimo realmente depende de cuánto se desvía la distribución de la población de una distribución normal. Tamaños de muestra de 15 a 30 son adecuados si la población parece tener una distribución que no es lejana a la normal, en caso contrario se necesitan tamaños de muestra de 50, 100 o más altos. Se usa el criterio simplificado de que un "n" mayor a 30

arroja una distribución normal (76, 77) y con una tamaño de muestra de $n=30$, la forma de la distribución de los coeficientes de correlación de la muestra es prácticamente idéntica a la de una distribución normal, donde sólo el 0,5% de los valores de la muestra de r se desviará desde cero hasta un $\pm 0,50$. Por lo que se justifica el tamaño de la muestra resultando estadísticamente significativo (78).

Para el estudio de dureza superficial, se utilizó una muestra de 6 cilindros de resina compuesta Herculite® Precis confeccionados mediante técnica incremental y 6 cilindros de resina compuesta Sonicfill™ confeccionados mediante técnica de un solo incremento.

PROCEDIMIENTO.

Para el estudio de resistencia compresiva, se confeccionaron 30 cilindros de una dimensión de 4mm de diámetro y 5mm de alto de resina compuesta Sonicfill™ color A2, para lo cual se utilizó una matriz previamente estandarizada de silicona pesada marca Spedeex (Coltene®), la cual fue manipulada de acuerdo a las indicaciones del fabricante. Una vez confeccionada la matriz, se inyectó el Sonicfill™ de una sola vez utilizando una pieza de mano de activación sónica Sonicfill™ (Kavo). Luego, utilizando una espátula de resina compuesta Hu-Friedy FT3, se compactó el material para que no quedarán burbujas y se enrazó la superficie. Posteriormente, se Fotoactivó el material por el tiempo indicado por el fabricante (1 minuto), con una lámpara halógena (Dentsply) calibrada con un radiómetro FVE BTM-2000 a 800mw/cm² (fig. 7).

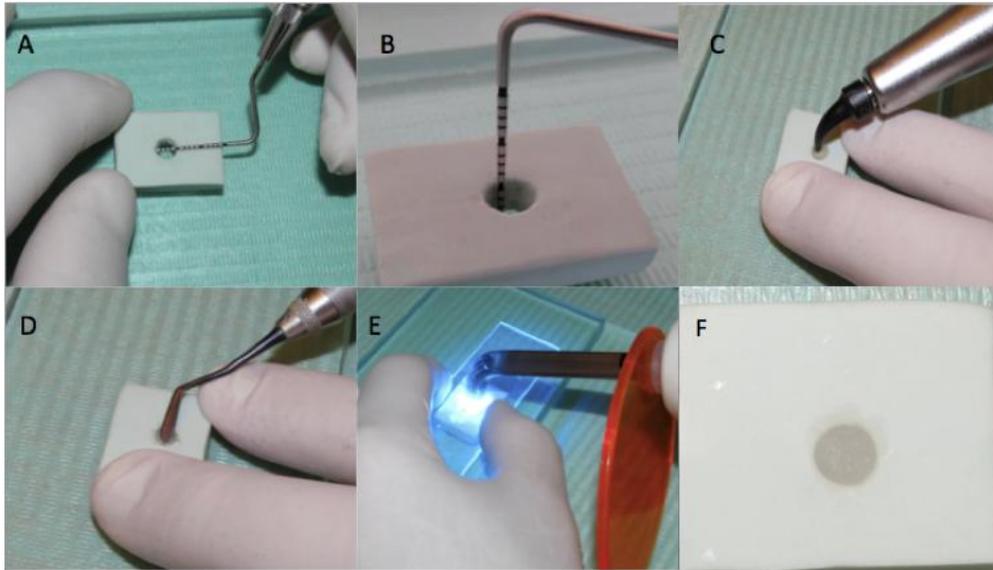


Fig. 7. Proceso de confección de cilindros de muestra Sonicfill™ para pruebas de resistencia compresiva. Fig. 7A y 7B muestran dimensiones estandarizadas de matriz de silicona. Fig. 7C, aplicación de Sonicfill™ a la matriz de silicona mediante el uso de pieza de mano KaVo. Fig. 7D y 7E, compactación, enraizado y polimerización del material. Fig. 7D, cilindro de muestra Sonicfill™

En el caso de la resina compuesta Herculite® Precis color A2, utilizando la misma matriz de silicona previamente estandarizada, se realizaron incrementos no superiores a 2mm los cuales fueron fotoactivados incrementalmente por 30 segundos cada uno, con la misma lámpara halógena (Dentsply) previamente calibrada. Una vez confeccionados todos los cilindros (Sonicfill™ y Herculite® Precis), estos fueron mantenidos a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas (fig. 8).

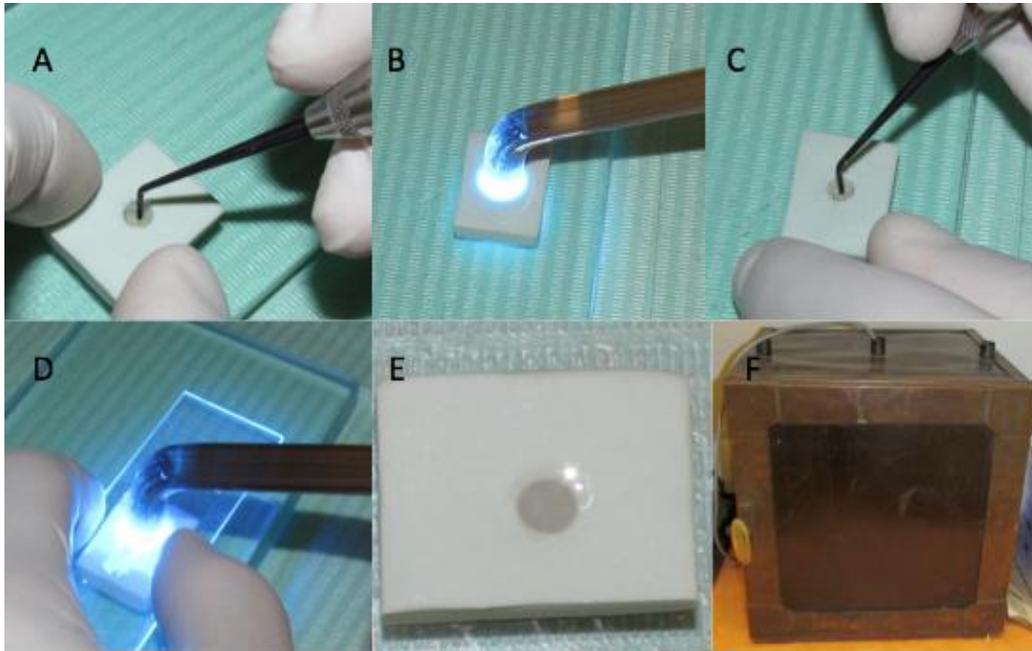


Fig. 8. Proceso de confección de cilindros de muestra Herculite® Precis para pruebas de resistencia compresiva. Fig. 8A, 8B, 8C, 8D técnica incremental con incrementos menores o iguales a 2mm y fotactivación del material. Fig. 8E cilindro de muestra Herculite® Precis. Fig. 8F, horno en donde se mantuvieron los cilindros de Sonicfill™ y Herculite® Precis a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas.

Pasadas las 48 horas, los cilindros fueron llevados al Instituto de Investigación y Ensayos de Materiales (IDIEM) para realizar las pruebas de resistencia compresiva. Cada uno de los cilindros fue cargado en una máquina de ensayo universal Tinius Olsen H5K-S, la cual fue configurada con una fuerza de carga de 5kN y una velocidad de cabezal de 1cm/min. Estos cilindros fueron sometidos a carga hasta la fractura (fig. 9). Los valores obtenidos de resistencia máxima fueron transformados a mega pascales (Mpa), tabulados y analizados estadísticamente para evaluar si los valores obtenidos para cada material en estudio tenían o no diferencias significativas entre ellos.



Fig. 9. Pruebas de resistencia compresiva. Fig. 9A, máquina de ensayo universal Tinius Olsen H5K-S. Fig. 9B, cilindro sometido a fractura con una fuerza de carga de 5kN y una velocidad de cabezal de 1cm/min.

Para el estudio de dureza superficial, se confeccionaron 6 cilindros de una dimensión de 6mm de diámetro y 5mm de alto de resina compuesta Sonicfill™ color A2, para lo cual se utilizó una matriz de goma obtenida a partir de los recipientes de las puntas donde viene el composite Sonicfill™. Esta goma fue seccionada y estandarizada para cumplir con las dimensiones previamente establecidas. Se inyectó el Sonicfill™ de una sola vez utilizando una pieza de mano de activación sónica Sonicfill™(Kavo), se compactó el material y se enrazó la superficie con una espátula de resina compuesta Hu-Friedy FT3 para evitar que se generaran burbujas. Luego, se fotoactivó el material por el tiempo indicado por el fabricante (1 minuto) con una lámpara halógena (Dentsply) calibrada con un radiómetro FVE BTM-2000 a 800mw/cm² (Fig. 10).

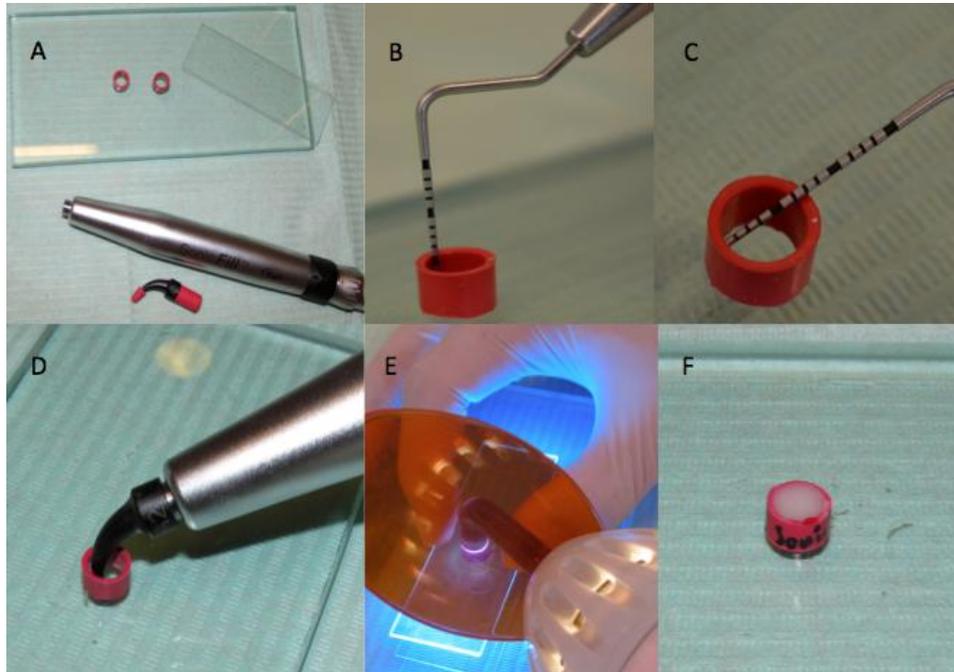


Fig. 10. Proceso de confección de cilindros de muestra Sonicfill™ para pruebas de dureza superficial. Fig. 10A, matrices de goma, pieza de mano KaVo y sistema Sonicfill™. Fig. 10B y 10C muestran dimensiones estandarizadas de matriz de goma. Fig. 10D, aplicación de Sonicfill™ a la matriz de goma en una sola aplicación mediante el uso de pieza de mano KaVo. Fig. 10E, fotoactivación del material. Fig. 10F cilindro de muestra Sonicfill™.

En el caso de la resina compuesta Herculite® Precis color A2, utilizando la misma matriz de goma previamente estandarizada, se realizaron incrementos no superiores a 2mm los cuales fueron fotoactivados incrementalmente por 30 segundos cada uno, con la misma lámpara halógena (Dentsply) previamente calibrada. Una vez confeccionados todos los cilindros (Sonicfill™ y Herculite® Precis), estos fueron mantenidos a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas (fig. 11).

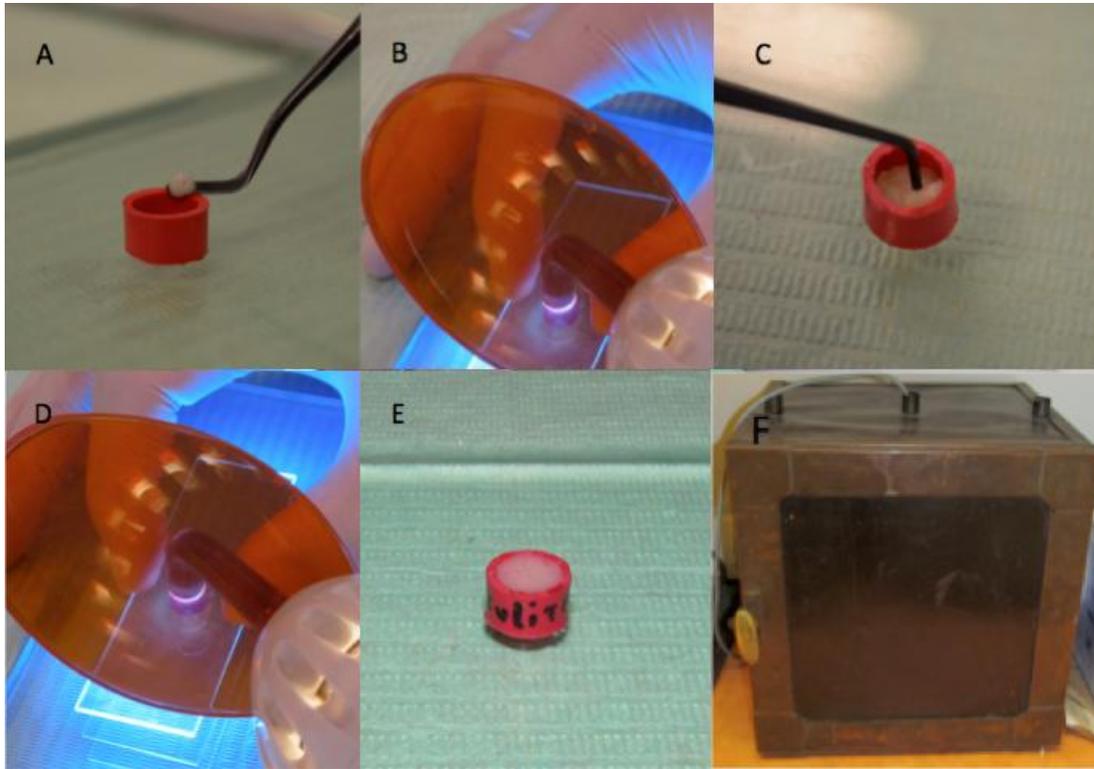


Fig. 11. Proceso de confección de cilindros de muestra Herculite® Precis para pruebas de dureza superficial. Fig. 11A, 11B, 11C, 11D técnica incremental con incrementos menores o iguales a 2mm y fotactivación del material. Fig. 11E cilindro de muestra Herculite® Precis. Fig 11F horno en donde se mantuvieron los cilindros de Sonicfill™ y Herculite® Precis a 37°C y 100% de humedad relativa por 48 horas.

Pasadas las 48 horas, los cilindros fueron llevados al Laboratorio de Ensayos Mecánicos del Instituto de Investigaciones y Control del Ejército (IDIC) para realizar el test de microdureza superficial de Vickers, utilizando un medidor de microdureza superficial Leitz.

Para hacer las mediciones, se realizaron 5 punciones con una carga de 15P/ 147 mN tanto en la superficie externa superior como en la base de cada cilindro, las cuales fueron analizadas en el microscopio para determinar las dimensiones de las indentaciones y convertirlas al valor de dureza mediante una tabla entregada por el fabricante de la máquina (fig. 12).

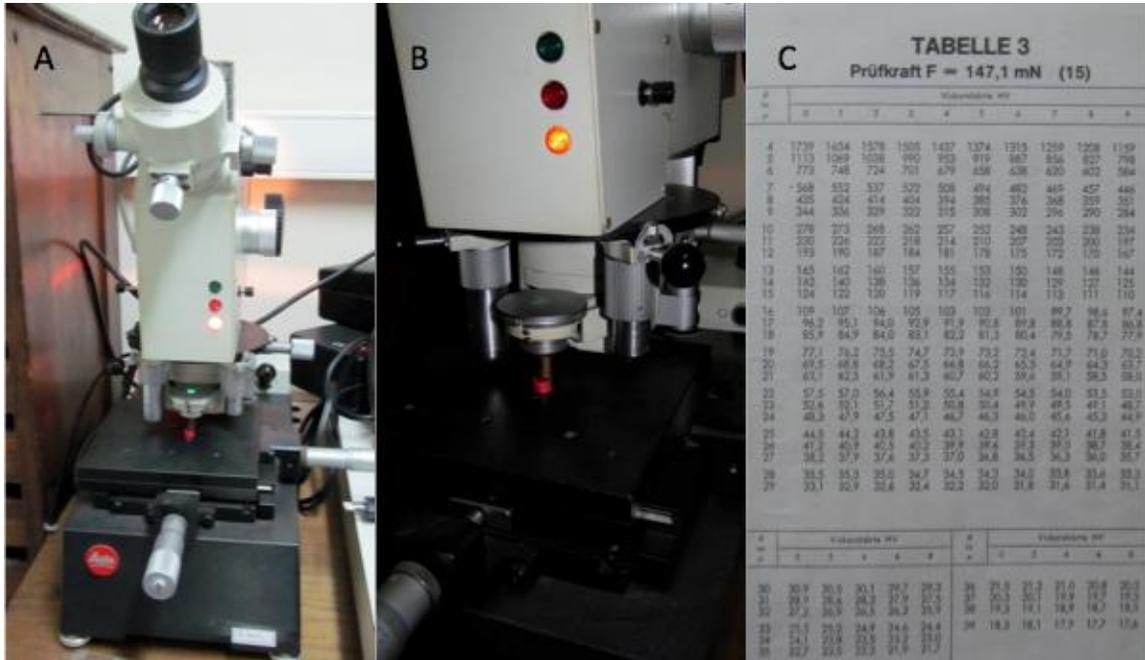


Fig. 12. Pruebas de dureza superficial. Fig. 12A y 12B, medidor de microdureza superficial Leitz realizando punciones con una carga de 15P/ 147 mN sobre muestra de resina compuesta Sonicfill™ y Herculite® Precis. Fig. 12C, tabla entregada por de conversión para transformar las medidas de las indentaciones realizadas en la superficie del material, al nivel de microdureza vickers.

Los valores obtenidos de la superficie externa superior fueron contrastados con los valores obtenidos en la base de cada cilindro y se estableció la relación porcentual existente entre ambas superficies, para determinar si existían diferencias en el grado de dureza entre ambas superficies. Para tener un resultado satisfactorio, el valor promedio total obtenido debía ser al menos un 80% de dureza superficial en la base con respecto a la superficie externa superior, de acuerdo a lo establecido en la norma Internacional ISO 4049. Los valores obtenidos de ambos grupos (Herculite® Precis y Sonicfill™) fueron tabulados y analizados estadísticamente. (80, 81)

Los resultados obtenidos tanto para resistencia compresiva como para dureza superficial fueron analizados estadísticamente mediante el test de Shapiro-Wilk, para determinar si la distribución que presentaba la muestra era normal. En virtud a que la distribución de la muestra era normal, se realizó el test paramétrico T-simple para determinar la significancia estadística de los resultados. El nivel de significancia utilizado fue de $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS.

Resistencia Compresiva.

Los resultados alcanzados en cada grupo fueron tabulados y graficados como se expone a continuación.

	Sonicfill			Herculite Precic		
	N	Pa	Mpa	N	Pa	Mpa
1	4285,8	341.053.127,6	341,1	4813,5	383.046.159,3	383,0
2	3741,5	297.739.109,8	297,7	1877,1	149.374.871,8	149,4
3	4461,7	355.050.804,8	355,1	3837,2	305.354.673,8	305,4
4	2518,5	200.415.862,1	200,4	3092,8	246.117.204,0	246,1
5	4458,7	354.812.072,4	354,8	2999,5	238.692.625,9	238,7
6	3913,3	311.410.519,4	311,4	4150,2	330.262.422,4	330,3
7	3779,5	300.763.053,7	300,8	4711	374.889.468,5	374,9
8	3606,2	286.972.277,9	287,0	3128,8	248.981.993,0	249,0
9	4575,2	364.082.847,8	364,1	2387,8	190.015.086,6	190,0
10	4795	381.573.976,1	381,6	2929,2	233.098.329,7	233,1
11	4327,7	344.387.423,6	344,4	4318,7	343.671.226,4	343,7
12	5100	405.845.104,9	405,8	3145,2	250.287.063,5	250,3
13	4716	375.287.355,8	375,3	3799,5	302.354.603,1	302,4
14	4425,2	352.146.227,1	352,1	3869,3	307.909.110,7	307,9
15	3843,5	305.856.011,9	305,9	4452,3	354.302.776,6	354,3
16	4490	357.302.847,2	357,3	3934,2	313.073.688,6	313,1
17	3215,8	255.905.233,0	255,9	2344,7	186.585.297,5	186,6
18	4252,2	338.379.324,5	338,4	3677,7	292.662.067,1	292,7
19	3161,7	251.600.091,8	251,6	4268,3	339.660.521,8	339,7
20	4003,8	318.612.280,6	318,6	3425	272.552.840,0	272,6
21	3615,5	287.712.348,4	287,7	3470,3	276.157.699,5	276,2
22	4156,2	330.739.887,2	330,7	3222,5	256.438.402,1	256,4
23	3643,3	289.924.602,1	289,9	4332,2	344.745.522,2	344,7
24	3923,3	312.206.294,1	312,2	4062,9	323.315.309,1	323,3
25	2399,8	190.970.016,2	315,0	3611,2	287.370.165,2	287,4
26	2198,2	174.927.198,0	310,0	3566,2	283.789.179,0	283,8
27	4507,8	358.719.326,2	358,7	4479,2	356.443.410,5	356,4
28	2826,2	224.901.850,1	224,9	4010,7	319.161.365,1	319,2
29	4255,5	338.641.930,2	338,6	3510,7	279.372.629,4	279,4
30	4132,5	328.853.901,2	328,9	4442,7	353.538.832,8	353,5
Promedio	3.911,0	319.926.430,1	319,9	3.662,4	291.440.818	291,4
Máximo	5100,0	405.845.104,9	405,8	4813,5	383.046.159,3	383,0
Mínimo	2198,2	200.415.862,1	200,4	1877,1	149.374.871,8	149,4
Desviación Estandar	723,8	45.813.625,6	45,8	718,7	57.194.610,9	57,2

Tabla N°1: Valores obtenidos de resistencia compresiva tanto para Sonicfill™ como para Herculite® Precic.

Dureza Superficial.

Los resultados obtenidos para ambos grupos (Herculite® Precis y Sonicfill™) fueron tabulados y analizados estadísticamente. Los valores obtenidos de la superficie externa fueron contrastados con los valor obtenidos en la base de cada cilindro y se estableció la relación porcentual existente entre ambas superficies como se muestra a continuación.

	SONICFILL	
	Promedio (micrones)	Dureza Vickers (HV)
Cilindro 1 Superficie Ext	24,25	47,1
	24,25	47,1
	22	57,5
	22,5	54,9
	24,25	47,1
Cilindro 2 Superficie Ext	24	48,3
	23,5	50,4
	22,5	54,9
	24,25	47,1
	24,25	47,1
Cilindro 3 Superficie Ext	23	52,6
	24,25	47,1
	23,5	50,4
	22,75	53,5
	23	52,6
Cilindro 1 Superficie Int	26	41,2
	25	44,5
	25,4	43,1
	25,7	42,1
	24,5	46,3
Cilindro 2 Superficie Int	26,25	40,5
	26,25	40,5
	26	41,2
	26,5	39,6
	25,5	43,1
Cilindro 3 Superficie Int	25,1	44,2
	26	41,2
	26,5	39,6
	25,75	41,8
	26,25	40,2

	SONICFILL	
	Promedio (micrones)	Dureza Vickers (HV)
Cilindro 4 Superficie Ext	23,5	50,4
	22,5	54,9
	24	48,3
	24,25	47,1
	24,25	47,1
Cilindro 5 Superficie Ext	23	52,6
	22,75	53,5
	23	52,6
	23,5	50,4
	24,25	47,1
Cilindro 6 Superficie Ext	22,5	54,9
	22	57,5
	24,25	47,1
	24,25	47,1
	24,25	47,1
Cilindro 4 Superficie Int	26,5	39,6
	25,5	43,1
	26,25	40,5
	26	41,2
	26,25	40,5
Cilindro 5 Superficie Int	26	41,2
	25,1	44,2
	25,75	41,8
	26,5	39,6
	26,25	40,2
Cilindro 6 Superficie Int	25,4	43,1
	25	44,5
	26	41,2
	25,7	42,1
	24,5	46,3

Promedio total Sup Ext =	50,51	100%
Promedio total Sup Int=	41,94	83,03%

Tabla N°2: Valores obtenidos de dureza superficial tanto en superficie externa como superficie interna de Sonicfill™. La relación porcentual de dureza superficial de la superficie interna con respecto a la superficie externa es de un 83,03%

	HERCULITE			HERCULITE	
	Promedio (Micrones)	Dureza Vickers (HV)		Promedio (micrones)	Dureza Vickers (HV)
Cilindro 1 Superficie Ext	25,5	42,8	Cilindro 4 Superficie Ext	26	41,2
	26	41,2		25,25	43,5
	25,5	42,8		26,75	38,7
	24,25	47,1		26,25	40,2
	25	44,5		26,25	40,2
Cilindro 2 Superficie Ext	26,25	40,2	Cilindro 5 Superficie Ext	26	41,2
	26,25	40,2		25,5	42,8
	26	41,2		25,75	41,8
	26,75	38,7		26,25	40,2
	25,25	43,5		25,25	43,5
Cilindro 3 Superficie Ext	25,75	41,8	Cilindro 6 Superficie Ext	26	41,2
	26	41,2		24,25	47,1
	25,5	42,8		25,5	42,8
	26,25	40,2		25	44,5
	25,25	43,5		25,5	42,8
Cilindro 1 Superficie Int	26,5	39,6	Cilindro 4 Superficie Int	26,25	40,2
	26,75	38,7		27	38,2
	25,25	43,5		25,75	41,8
	26,75	38,7		26	41,2
	27,25	37,3		26,75	38,7
Cilindro 2 Superficie Int	26	41,2	Cilindro 5 Superficie Int	26	41,2
	27	38,2		26,5	39,6
	25,75	41,8		26,5	39,6
	26,25	40,2		27	38,2
	26,75	38,7		26,75	38,7
Cilindro 3 Superficie Int	27	38,2	Cilindro 6 Superficie Int	25,25	43,5
	26,75	38,7		26,75	38,7
	26,5	39,6		26,5	39,6
	26	41,2		27,25	37,3
	26,5	39,6		26,75	38,7

Promedio total Sup Ext =	42,11	100%
Promedio total Sup Int=	39,68	94,23%

Tabla N°3: Valores obtenidos de dureza superficial tanto en superficie externa como superficie interna de Herculite® Precis. La relación porcentual de dureza superficial de la superficie interna con respecto a la superficie externa es de un 94,23%.

ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Resistencia Compresiva

Los datos se sometieron primeramente a estudios de análisis estadístico descriptivo que permiten tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados, En segundo término se realiza el análisis inferencial a través de la prueba de T test (T-simple)

El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $p = 0,05$.

Resina Compuesta		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Resistencia Compresiva	Sonicfill™	0,962	30	0,357
	Herculite® Precis	0,965	30	0,421

Tabla N°4: análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk

La distribución normal de los datos de los grupos en estudio, es uno de los requisitos para poder utilizar el test inferencial t test. Es por esto que, el primer paso fue realizar una prueba de normalidad, debido al número de muestras, el test utilizado fue el de Shapiro wilk , (menos de 50 muestras indican el uso de este test) la tabla N°4 indica que en ambos grupos estudiados el nivel de significancia fue mayor a 0,05, por lo tanto se ratificó la distribución normal de los datos.

Estadísticos de grupo

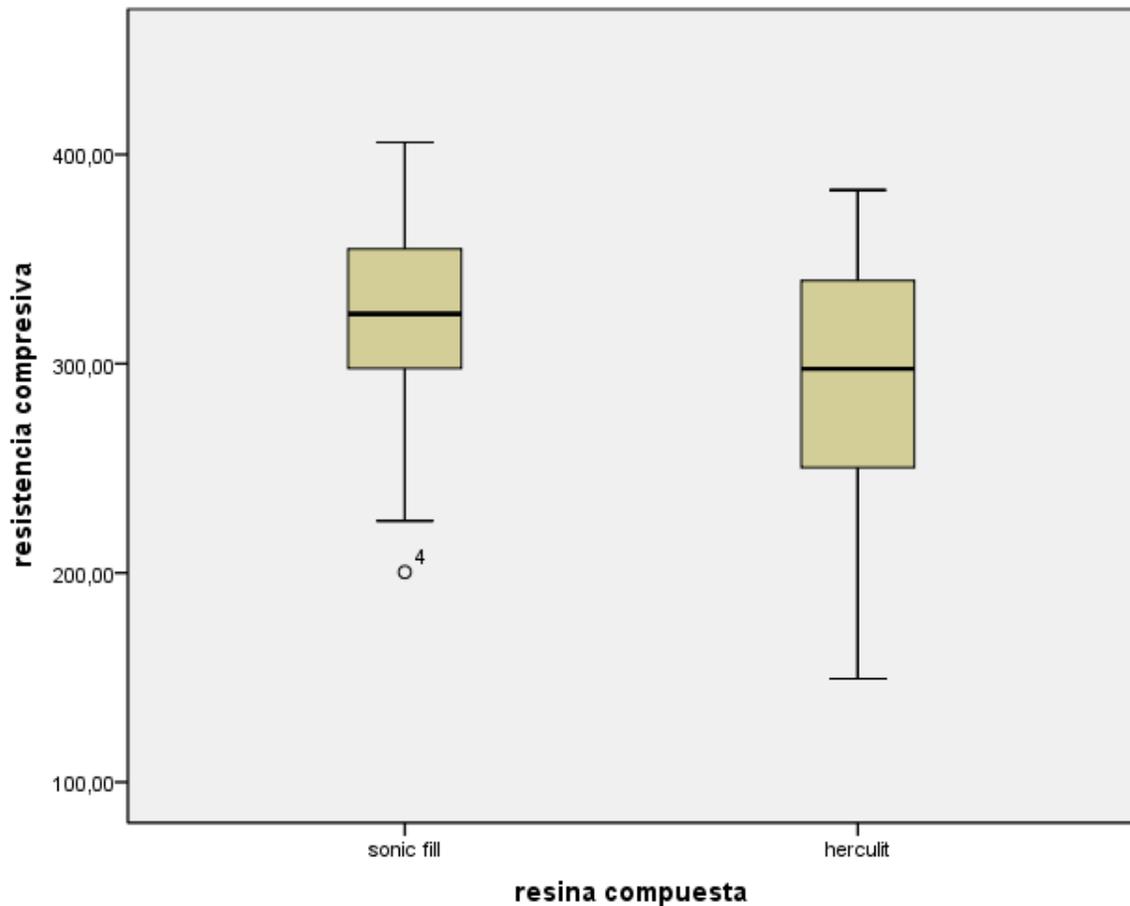
Resina Compuesta		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
Resistencia Compresiva	Sonicfill™	30	319,8633	45,84085	8,36935
	Herculite® Precis	30	291,4500	57,18892	10,44122

Tabla N°5: valores estadísticos descriptivos

En la tabla N°5, se muestran valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que la media del grupo Sonicfill™ es superior.

Los datos de esta tabla son representados en el gráfico N°1 de cajas y bigotes, ratificándose en ellos el análisis antes descrito.

Gráfico N°1: Gráfico de cajas y bigotes que representa los valores estadísticos descriptivos mencionados en tabla N°5



En el gráfico se observa además que los valores de resistencia compresiva del material Sonicfill™ presentan menos dispersión de los valores que el otro grupo, y la mediana es superior al otro grupo. Es decir los valores de “resistencia a la compresión” del composite Sonicfill™ son mayores, este resultado se sometió a al análisis inferencial siguiente.

Para realizar el análisis inferencial se utilizó el test T-Simple tabla N°6.

Uno de los requisitos para realizar este análisis inferencial es que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de shapiro wilk.

Otro requisito es que la variable independiente debe ser Nominal, estas variables corresponden a los dos grupos denominados “ resinas compuestas”

El último requisito es, que la variable Dependiente, es decir los valores de ”resistencia a la compresión” debe ser numérica.

Prueba de muestras independientes						
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Resistencia Compresiva	Se han asumido varianzas iguales	1,586	0,213	2,123	58	0,038
	No se han asumido varianzas iguales			2,123	55,377	0,038

Tabla N°6: análisis estadístico mediante test Student.

En este caso se asumió varianzas iguales de los grupos estudiados (debido a que el valor es 0,213), el nivel de significancia del t test es 0,038, el cual es menor a 0,05, lo que indica que los grupos estudiados presentan diferencias significativas. Es decir los valores de “resistencia a la compresión” de los grupos estudiados presentan diferencias estadísticamente significativas.

Microdureza, Superficie externa

Los datos se sometieron primeramente a estudios de análisis estadístico descriptivo que permiten tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados, En segundo término se realiza el análisis inferencial a través de la prueba de T test. El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $p = 0,05$.

Resina Compuesta		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Dureza Superficie Externa	Sonicfill™	0,897	30	0,084
	Herculite® Precis	0,950	30	0,531

Tabla N°7: análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk

La distribución normal de los datos de los grupos en estudio, es uno de los requisitos para poder utilizar el test inferencial t test. Es por esto que, el primer paso es realizar una prueba de normalidad, debido al número de muestras, el test utilizado es el de Shapiro wilk , (menos de 50 muestras indican el uso de este test) la tabla N°7 indica que en ambos grupos estudiados el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto se ratifica la distribución normal de los datos (la hipótesis nula se refiere a que “existe distribución normal de los datos” y esta es ratificada por los resultados mostrados en la tabla)

		Resina Compuesta	Estadístico
Dureza Superficie Externa	Sonicfill™	Media	53,0733
		Mediana	53,5000
		Varianza	4,648
		Desv. típ.	2,15588
	Herculite® Precis	Media	42,1133
		Mediana	41,8000
		Varianza	4,361
		Desv. típ.	2,08836

Tabla N°8: valores estadísticos descriptivos de dureza en superficie externa para Sonicfill y Herculite

En la tabla N°8 se muestran valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que la media del grupo Sonicfill™ es superior. La mediana también es superior en el mismo grupo. Ambos grupos presentan desviación estándar similares

Los datos de esta tabla son representados en el gráfico N°2 de cajas y bigotes y ratificándose en ellos el análisis antes descrito.

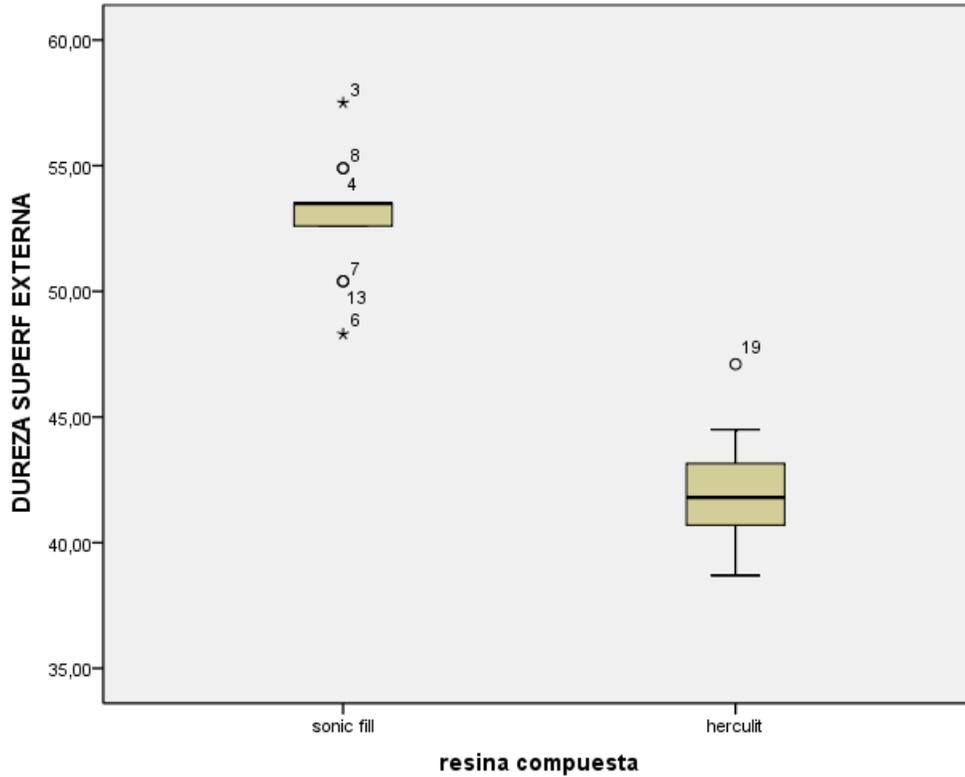


Gráfico N°2 de cajas y bigotes de valores estadísticos descriptivos de dureza en superficie externa para Sonicfill y Herculite

En el grafico N°2 se observa además que los valores de dureza del material Sonicfill™ presentan mayor mediana. los valores de “dureza” del composite Sonicfill™ son mayores, este resultado se somete a el analisis inferencial siguiente

Para realizar el análisis inferencial utilizamos el test student (tabla N°9)

Uno de los requisitos para realizar este análisis inferencial es que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de Shapiro wilk. Otro requisito es que la variable independiente debe ser Nominal, estas variables corresponden a los dos grupos denominados “resinas compuestas”. El último requisito es, que la variable Dependiente, es decir los valores de ”dureza” debe ser numérica.

Prueba de muestras independientes						
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Dureza Superficie Externa	Se han asumido varianzas iguales	0,090	0,766	14,142	28	0,000
	No se han asumido varianzas iguales			14,142	27,972	0,000

Tabla N°9: análisis estadístico mediante test Student

Asumimos varianzas iguales de los grupos estudiados (debido a que el valor es 0,090), el nivel de significancia del t test es 0,00, el cual es menor a 0,05, lo que indica que los grupos estudiados presentan diferencias significativas. Es decir los valores de "DUREZA" de los grupos estudiados presentan diferencias estadísticamente significativas

Microdureza, Superficie Interna

Los datos se sometieron primeramente a estudios de análisis estadístico descriptivo que permiten tener una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los tratamientos estudiados, En segundo término se realiza el análisis inferencial a través de la prueba de T test. El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $\alpha = 0,05$.

Resina Compuesta	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Dureza Superficie Interna Sonicfill™	0,926	30	0,235
Herculite® Precis	0,926	30	0,236

Tabla N°10: análisis estadístico mediante test Shapiro-Wilk

El primer paso es realizar una prueba de normalidad, debido al número de muestras, el test utilizado es el de Shapiro wilk , (menos de 50 muestras indican el uso de este test) la tabla N°10 indica que en ambos grupos estudiados el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto se ratifica la distribución normal de los datos (la hipótesis nula se refiere a que “existe distribución normal de los datos” y esta es ratificada por los resultados mostrados en la tabla)

	Resina Compuesta		Estadístico
Dureza Superficie Interna	Sonicfill™	Media	41,9133
		Mediana	41,2000
		Varianza	3,718
		Desv. típ.	1,92831
	Herculite® Precis	Media	39,6800
		Mediana	39,6000
		Varianza	2,706
		Desv. típ.	1,64499

Tabla N°11: valores estadísticos descriptivos de dureza en superficie interna para Sonicfill y Herculite

En la tabla N°11 se muestran valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que la media del grupo Sonicfill™ es levemente superior. La mediana también es superior en el mismo grupo. Ambos grupos presentan desviación estándar similares

Los datos de esta tabla son representados en el gráfico N°3 de cajas y bigotes y ratificándose en ellos el análisis antes descrito.

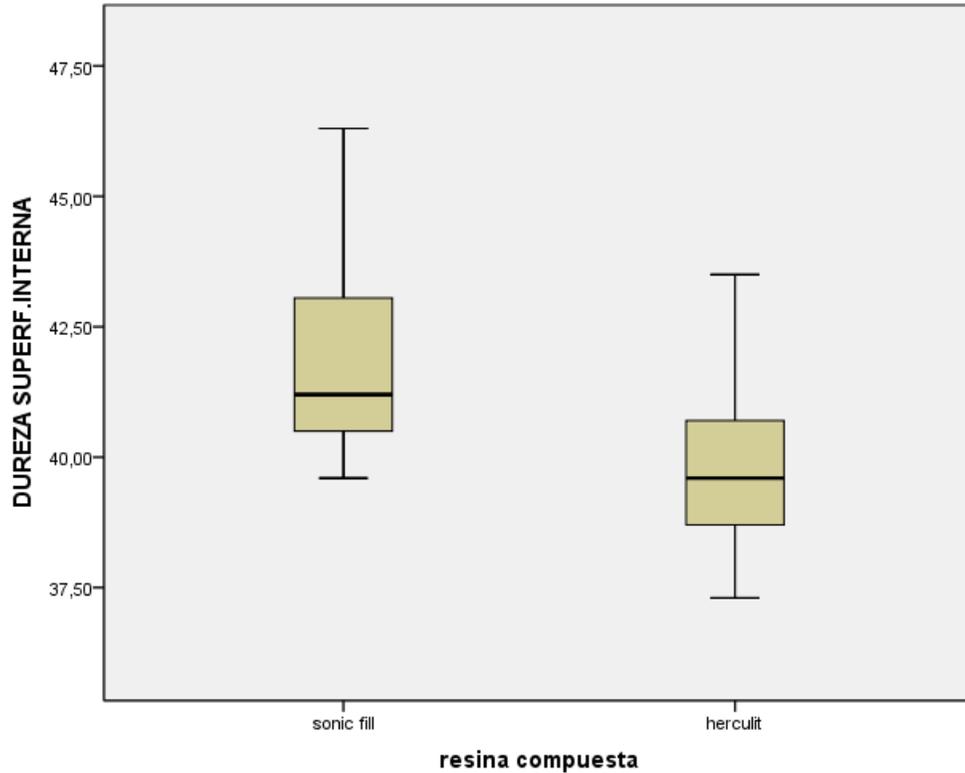


Gráfico N°3 de cajas y bigotes de valores estadísticos descriptivos de dureza en superficie interna para Sonicfill y Herculite

En el grafico N°3 se observa además que los valores de dureza del material Sonicfill™ presentan mayor mediana. los valores de “dureza” del composite Sonicfill™ son mayores, este resultado se somete a el analisis inferencial siguiente

Para realizar el análisis inferencial utilizamos el test Student (tabla N°12)

Uno de los requisitos para realizar este análisis inferencial es que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de Shapiro wilk. Otro requisito es que la variable independiente debe ser Nominal, estas variables corresponden a los dos grupos denominados “resinas compuestas”. El último requisito es, que la variable Dependiente, es decir los valores de ”dureza” debe ser numérica.

Prueba de muestras independientes						
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Dureza Superficie Interna	Se han asumido varianzas iguales	0,443	0,511	3,413	28	0,002
	No se han asumido varianzas iguales			3,413	27,322	0,002

Tabla N°12: análisis estadístico mediante test Student

Asumimos varianzas iguales de los grupos estudiados (debido a que el valor es 0,511), el nivel de significancia del t test es 0,002, el cual es menor a 0,05, lo que indica que los grupos estudiados presentan diferencias significativas. Es decir los valores de "DUREZA" de los grupos estudiados presentan diferencias estadísticamente significativas

Además, Los resultados obtenidos para Sonicfill™ luego de contrastar los valores de la superficie externa con los valores en la base de cada cilindro, demostraron que la dureza superficial en la base del cilindro era superior al 80% (promedio total superficie interna 83,03%) con respecto a la superficie externa, por lo que cumple con lo establecido en la norma Internacional dando resultados satisfactorios.

DISCUSIÓN.

La contracción de polimerización de las resinas compuestas, ha sido ampliamente estudiada a lo largo de los años. Múltiples estrategias se han planteado para disminuir los efectos de la contracción por polimerización sobre la interface diente-restauración, siendo una de ellas la técnica de inserción incremental del material. Pese a que se ha demostrado que esta ayuda a la reducción de los efectos generados por la contracción de polimerización y mejora la adaptación marginal del composite, no ha sido capaz de eliminar la microfiltración marginal por completo y las complicaciones que esta conlleva. Además, es una técnica muy sensible que necesita un alto tiempo de trabajo operatorio y un buen manejo por parte del clínico. (70, 71) En virtud de ello, en la actualidad se han implementado nuevos sistemas de resinas compuestas que reducen el tiempo de trabajo clínico, buscando conseguir resultados operatorios satisfactorios. Uno de estos sistemas es Sonicfill™ (Kerr, USA).

El sistema Sonicfill™ corresponde a una resina compuesta densa, que luego de la activación sónica mediante una pieza de mano Kavo, permite ser aplicado en una preparación cavitaria en un estado de muy baja viscosidad de manera monoincremental (bulkfill) como si fuera una pseudo resina compuesta fluida, que posteriormente se fotoactiva a medida que va recuperando su viscosidad, permitiendo actuar como "colchón" de tensiones en la interface diente-restauración, disminuyendo así los efectos de la contracción por polimerización.

Este sistema es fotoactivado en grandes incrementos (hasta 5mm de profundidad) por lo que queda la duda de si luego de completar su fotoactivación, se logra un material debidamente polimerizado y con la suficiente resistencia mecánica para soportar las cargas funcionales en boca, estando ésta en directa relación con el grado de polimerización logrado en el material.

Los resultados del presente estudio demuestran que Sonicfill™ posee mejor resistencia compresiva y dureza superficial que la resina compuesta convencional Herculite® Precis. Estos resultados indican que el grado de polimerización del

material es adecuado, por lo que podría ser utilizado en restauraciones del sector posterior.

Las pruebas de resistencia compresiva indican que Sonicfill™ presenta un rendimiento significativamente mejor en relación a Herculite® Precis. Una de las razones del por qué Sonicfill™ presentó mejores resultados en las pruebas de resistencia compresiva, corresponde a la forma de aplicación del material en la cavidad. La técnica incremental utilizada para Herculite® Precis es una técnica muy sensible en donde fácilmente se pueden incorporar vacíos o burbujas como también la falta de unión o contaminación entre los incrementos, afectando las propiedades mecánicas del material. Por otra parte, el sistema Sonicfill™ es aplicado a las preparaciones cavitarias mediante activación sónica, lo que permite que ingrese a la preparación en un estado más fluido y al ser aplicado en sólo un incremento, nos permite obtener un bloque homogéneo, libre de burbujas y contaminantes que influirían negativamente en sus propiedades mecánicas luego de ser polimerizado. (70, 71, 72, 73)

Además, Sonicfill™ es un composite nanohíbrido de alta carga de relleno inorgánico, lo que permite obtener buenas propiedades mecánicas como resistencia compresiva y dureza superficial, entre otras. Esto justificaría también su mejor rendimiento en las pruebas de resistencia compresiva en comparación a Herculite® Precis. (30, 40, 72, 73)

Los resultados de resistencia compresiva nos indican que Sonicfill™ logró un grado de polimerización adecuado a lo largo de toda su extensión (5mm) pese a que este fue aplicado y fotoactivado en un sólo incremento, permitiendo así obtener valores superiores de resistencia compresiva en comparación a Herculite® Precis.

Con respecto a las pruebas de dureza superficial realizadas en este estudio, estas constituyen una de las formas para evaluar el grado de polimerización de un material. A su vez, el grado de polimerización se puede medir mediante instrumentos de alta precisión como el FTIR, Raman o micro-Raman, que lo

evalúan de manera directa (80,81,82). También, se utilizan métodos que lo evalúan de manera indirecta, ya sea por raspado o dureza superficial. La prueba de raspado consiste en que luego de polimerizar el material, se va raspando la superficie hasta encontrar material que no cede al raspado lo que determina la profundidad de polimerización. En cuanto a la prueba de dureza superficial, ésta estaría en directa relación con el grado de polimerización y es más exacta que el procedimiento de raspado ya que mientras mayor sea el grado de polimerización, mayor será la resistencia mecánica y dureza superficial del material (83, 84, 85, 86).

De acuerdo a la norma ISO 4049, se establece que un material queda eficientemente polimerizado cuando el nivel de dureza superficial en la base es al menos un 80% de la dureza que se obtiene en la superficie externa de este. Conforme a esto, Sonicfill™ mostró mejores resultados que Herculite® Precis, teniendo estas diferencias estadísticamente significativas lo que estaría demostrando de que a pesar de que Sonicfill™ es fotoactivado en un grosor tan grande, logra en la profundidad valores adecuados de polimerización. (87,88)

Los resultados de dureza obtenidos para Sonicfill™ en la base de cada cilindro, demostraron ser superior al 80% (promedio total superficie interna 83,03%) con respecto a la superficie externa, por lo que cumple con lo establecido en la norma Internacional ISO 4049 para obtener resultados satisfactorios. Esto se debe a la gran cantidad de fotoiniciadores que posee Sonicfill™ en su composición, permitiendo así que con la misma energía lumínica (800mW), igual distancia del material a la fuente lumínica e igual tiempo de exposición (1min), Sonicfill™ presente mejores resultados que Herculite® Precis en cuanto a grado de polimerización. (53,54,64)

Eventualmente con los valores obtenidos, Herculite® Precis podría haber logrado mejores resultados que Sonicfill™ porque el porcentaje diferencial entre la base y la superficie externa es 94,23%, en cambio Sonicfill™ es de un 83,03%, por lo que daría la idea que Sonicfill™ tiene un valor de conversión menor a Herculite® Precis. Ahora, la diferencial que existe entre la base y la superficie externa para

Herculite® se debe a la técnica incremental ya que el primer incremento que se colocó en la base quedó directamente expuesto a la luz en la foto activación al igual que el último incremento en la superficie externa, a diferencia de Sonicfill™ que se fotoactivó una sola vez y desde la superficie externa. Sin embargo, el hecho de hacer la técnica incremental puede inducir a que los planos en que se une cada incremento, hayan cedido al momento de aplicar la carga en la prueba de resistencia compresiva y por eso Sonicfill™ obtuvo mejores valores resistencia compresiva.

Es importante recalcar que este estudio utilizó como fuente lumínica una Lámpara Halógena de fotocurado Dentsply calibrada con un Radiómetro (800 mW). Estudios han demostrado que utilizando lámparas de mayor intensidad (LED), se pueden lograr mejores niveles de polimerización de las resinas compuestas, obteniendo mayores niveles de dureza a más profundidad, en menor tiempo de exposición, por lo que se recomienda la realización de futuros estudios utilizando lámparas de mayor intensidad. (79)

Existe poca evidencia que no esté asociada a los centros de producción de Sonicfill™ que avale resultados similares con respecto a las propiedades mecánicas como resistencia compresiva y dureza superficial obtenidas en este estudio.

Una de las principales ventajas de la utilización del sistema SonicFill™ es la ganancia en cuanto a tiempo y eficiencia clínica, pues lo que antes llevaba múltiples pasos operatorios en la técnica incremental, ahora se puede reducir a pocos segundos. Sin embargo, una desventaja de esta nueva tecnología consiste en la limitada gama de tonalidades que por el momento SonicFill™ posee lo que podría perjudicar los resultados estéticos obtenidos en el paciente.

De acuerdo a los resultados de este y otros estudios (de adaptación y sellado marginal) en relación a Sonicfill™, sería razonable decir que este material podría elegirse como alternativa para realizar restauraciones compuestas posteriores. Sin

embargo, la carencia de evidencia científica respecto al uso de sonicfill, sugiere la necesidad de continuar esta línea de investigación, realizando pruebas tanto *in vitro* como *in vivo*, para determinar con mayor certeza su efectividad como material y técnica restauradora.

CONCLUSIONES.

De acuerdo a la metodología utilizada en este estudio y a los resultados observados en él, se podría concluir que:

- Los resultados del presente estudio demuestran que con el tiempo de fotoactivación y la intensidad lumínica utilizada, Sonicfill™ logra polimerizar correctamente en los 5mm de grosor.
- Con la misma intensidad de luz y el tiempo utilizado, Sonicfill™ logró mejor resistencia compresiva que Herculite® Precis utilizado con técnica incremental.
- En cuanto a dureza superficial, Sonicfill™ cumple con la norma internacional que establece que en la profundidad debe tener al menos un 80% de dureza que la obtenida en la superficie externa.
- La hipótesis planteada al inicio de dicho estudio no es válida ya que si existen diferencias significativas en la resistencia compresiva y dureza superficial lograda entre el sistema Sonicfill™ y Herculite® Precis.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Christensen CJ. Acceptability of alternatives for conservative restoration of posterior teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7:228-232.
2. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater* (2010), DOI:10.1016/j.dental.2010.10.020.
3. Fortin D, Vargas MA. The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials. *JADA*, vol.131, june 2000.
4. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Compositeresins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20.
5. Craig, Robert G., "Materiales dentales restauradores". 7ª Edición, Editorial Mundi S.A.C.I., Buenos Aires, año 1988. Capítulo 10, páginas 237-266.
6. Phillips RW. Science of dental materials, 9ª edición, editorial WB Saunders company, U.S.A, año 1991, capítulo 12, pag. 215 a 248.
7. Aravamudhan K, Floyd CJ, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, Fan PL. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *J Am Dent Assoc*2006;137:213-223.
8. Jeffrey W. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 12: 300- 308, 2000.
9. Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008; 21:135-142.
10. Clifford SS et al. Shrinkage and hardness of dental composites acquired with different light sources. *Quintessence int* 2009; 40: 203-214.
11. Leinfelder KF, Bayne S, Swift ET. Packable Composites: Overview and Technical Considerations. *J EsthetDent* 11: 234-249,1999.

12. Van Ende A, et al. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? Dent Mater (2009), doi:10.1016/j.dental.2009.10.003
13. Braga R, et al. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volumen and "C" factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. Dental materials 22 (2006) 818-823
14. Cedillo VJ. Factor C en operatoria dental. Revista ADM 2010; 67(2): 83-87
15. Lee M, et al. Influence of cavity dimensión and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. Dental Materials 23 (2007) 288-295.
16. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in class I cavities. Dental Materials 23 (2007) 533-538
17. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?.Dental Materials 24 (2008) 1501-1505.
18. Czasck P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Invest DOI 10.1007/s00784-012-0702-8 (2012).
19. Kerr [Internet] Estados Unidos. [consulta el 28 marzo 2012]. Disponible en: <http://www.kerrdental.com/index/kerrdental-composites-sonicfill-3rdparty-2>
20. Sheiham A. Oral health, general health and quality of life. Bulletin of the World HealthOrganization September 2005, 83 (9)
21. Moncada G., Urzúa I. Cariología Clínica: Bases preventivas y restauradoras. Primera edición. Enero 2008. Cap 1. p. 15-18
22. Fejerskov O. An epidemiological approach to dental caries. En: Thylstrup A, Fejerskov O, editores. Textbook of clinical cariology. 2a ed. Copenhagen: Munksgaard; 1994.p. 159-91

23. Saunders R, Meyerowitz C. Dental caries in older adults. *Dent Clin N A* 2005; 49(2):293-308
24. Arteaga O, Urzúa I, Espinoza I, Muñoz A, Mendoza C. Prevalencia de Caries y Pérdida de Dientes en Población de 65 a 74 Años de Santiago, Chile. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabíl. Oral* 2009;2(3):161-166.
25. Deliperi S., Bardwell D. 2002. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations.
26. König KG. Clinical manifestation and treatment of caries from 1953 to global changes in the 20th century. *Caries research* 2004;38:168-172
27. Urzua I, Stanke F. Nuevas estrategias en cariología. Factores de riesgo y tratamiento. Editorial Facultad de Odontología Universidad de Chile, 1999.
28. Craig R, O'Brien W, Powers J. "Materiales Dentales". Sexta Edición. Editorial Mosby. 1996.
29. Ehrmantraut M, Bader M. "Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias". *Revista de la Facultad de Odontología Universidad de Chile*. 12(2):22-27.1994.
30. Phillips R.W. "La Ciencia de los Materiales Dentales". Undécima edición. Editorial Elsevier. 2010. Parte III Cap. 14 p.415-16
31. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6[4]: 302-318, 1995.
32. Goldstein RE. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein RE. *Odontología estética vol I*. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.
33. Nalcaci A, Salbas M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent*. (2005); 7: 309-14.
34. Walmsley D., Walsh T., Burke F.J., Shortall A., Lumley P., Hayes-Hall R. "Restorative Dentistry". Segunda Edición. Editorial Elsevier. 2002.

35. Schneider LF., Cavalcante LM., Silikas N. "Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A review". J Dent Biomech. 2010.
36. Stansbury J., Bowman C. "The progress in development of dental restorative material". Material Matter. 2010. 5.3, 73.
37. Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. J Macromolec Sci-Pure Appl Chem 1997;34:2405-21.
38. Holter D, Frey H, Mulhaupt R. Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. a systematic route to low shrinkage composites. Polymer Preprints 1997;38:84-5.
39. Beñaldo Clinton R. 2005. "Estudio comparativo In vitro de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizadas con un sistema adhesivo con nanorrelleno". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile.
40. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 1999;15:128-37
41. R. Van Noort. Introduction to dental materials. Elsevier. London, UK. 3a ed. 2007.
42. Senawongse P., Pongprueksa P. (2007) Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. J Esthet Restor Dent; 19: 265-275.
43. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res 2003;81:9216. Phillips RW. Science of dental materials, 9ª edición, editorial W.B Saunders Company, U.S.A, año 1991, capítulo 12, pag. 215 a 248

44. De Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int.* 2005;36:41.
45. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:355-65.
46. Albers HF. Resin Polymerization. In: Albers HF ed. *Tooth-colored restoratives. Principles and techniques.* London: BC Decker In 9ªEd.2002.p.81-110.
47. Astorga C., Bader M., Baeza R., Ehrmantraut M., Rivera C., Vergara J. *Texto De Biomateriales Odontológicos.* Primera edición. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 1996. Tomo I y II.
48. Bowen RL. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.
49. Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *J Esthet Dent* 12: 300-308,2000.
50. Caetano N., Grover V., López B., Susin A. Influencia de la Fotopolimerización gradual en el estrés de contracción en restauraciones de resina compuesta. *Acta Odontológica Venezolana.* 2008. Vol 46 n°3.
51. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dental Materials* (2005) 21, 962-970.
52. Moraes RR, Goncalves LS, Lancelotti AC. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative dentistry,* 2009, 34-5, 551-557.
53. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A Review of Polymerization Shrinkage Stress: Current Techniques for Posterior Direct Resin Restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006 September;(7)4:079-088.

54. Lopes G. et al. "Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives". Quintessence Int. 33: 213-224. 2002
55. Pfeifer S, Friedl KH, Hiller KA, Schneider A, Schmalz G. Efficiency of LED and Halogen Polymerization in composite restorations. J Dent Res. 2002; abs:3974
56. Ramírez L. "Análisis comparativo in vitro de la adaptación marginal de restauraciones de resina compuesta con distinto módulo de elasticidad". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 2000
57. Norling B. Adhesión. En: Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales. Madrid: Elsevier. 2004: 381-398.
58. Van Beerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Van Landuyt K., Lambrechts P., Vanherle G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. Operative Dentistry, 2003, 28-3, 215-235
59. Arcos, A. "Análisis al microscopio electrónico de barrido de la magnitud de interface diente-restauración en resinas compuestas en base a dimetacrilatos y a siloranos utilizando diferentes tipos de adhesivos (estudio *in vitro*)". Trabajo de investigación para obtener el título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 2011.
60. Van landuyt K.L et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 28 (2007) 3757-3785.
61. Briceño, C. "Análisis comparativo in vitro del grado de sellado marginal cervical en restauraciones de resina compuesta clase II con dos técnicas restauradoras diferentes". Trabajo de investigación para obtener el título de cirujano dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 2012.
62. Attar N, Tam Le, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. J Can Dent Assoc 2003; 69(8): 516-21.
63. Rojas V, Marín P, Roco J, Terrazas P, Bader M. 2011. "Análisis comparativo del sellado marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con y sin

Base de Ionómero Vítreo (Estudio In Vitro)". Revista Dental de Chile. Vol 102 (1): 18-26.

64. Alani, H.A. and Toh, C. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Operative dentistry. 1997. vol 22. Pg 173-85.

65. Ericson J, et al. Composite Depth of cure using four polymerization techniques. J Appl Oral Sci. 2009; 17(5): 446-50.

66. Bouschlicher MR, Ruiggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. J Esthet Dent. (2000);12: 23-32.

67. Bouschlicher MR, Ruiggeberg FA. Effect of ramped intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. J Esthet Dent. (2000); 12(6): 328-39.

68. Niu Y, Ma X, Fan M, Zhu S. Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations. Dental Materials 25 (2009) 129-134.

69. Roopa R., Anupriya B., Usha G., Karthik J., Raghothama R., Vedhavathi B. Effect of Four Different Placement Techniques on Marginal Microleakage In class II Composite Restorations: An *In vitro* study. World Journal of Dentistry. April 2011; 2(2): 111-116

70. Abbas G., Fleming GJ., Harrington E., Shortall AC., Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite resin cured in bulk or in increments. 2003. J Dent; 31: 437-44

71. Santhoush L, Bashetty K, Nadig G. The influence of different composite placement techniques on microleakage in preparations with high C-factor: an *in vitro* study. J Conserv Dent. 2008 Jul- Sep; 11(3): 112-116.

72. Santos Mjmc, Souza JR mhs, Mondelli Rfl. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. J Bras Dent Estet. (2002); 1: 14-21.

73. Sabbagh J. Sistema SonicFill™: un planteamiento clinico. Kerr news: your practice is our inspiration: 10-11.

74. Jackson R. Colocación de composite en piezas posteriores: una nueva técnica, eficiente y práctica. Kerr news: your practice is our inspiration: 21.
75. Nazarian A. La simplificación de las restauraciones directas con Composite. Sybron Dental Especialties Kerr: 2.
76. Camacho J. Investigación, poblaciones y muestra. Act Med Costarrica. 2007;49: 11-12.
77. Trida M. Estadística. 9ª ed. Mexico: Pearson educación: 2004.
78. Lowry R. A first glance at the question of statistical significance. En: concepts and applications of inferential statistics. Vassar College; 2007. Disponible en: <http://faculty.vassar.edu/lowry//ch4pt1.html>.
79. Mousavinasab SM, Meyers I. Comparison of depth of cure, hardness and heat generation of LED and high intensity QTH light sources. European Journal of Dentistry, July 2011- Vol 5.
80. Santos GB, et al. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-raman spectroscopy. Operative dentistry. 2007, 31-1, 79-83.
81. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J Dent Res 1988, Vol 67, No 6.
82. Lovell LG, et al. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. Dental Materials 17(2001) 504-511.
83. Flury S, et al. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials. Dental Materials 28(2012) 521-528.
84. Safarcherati H, Alaghehmand H. Hardness of composite resin polymerized with different light-curing units. Caspian J Dent Res 2012; 1(1); 32-35.
85. Rouhollahi MR, et al. Comparative depth of cure among two light-cured core build-up composites by surface Vickers hardness. Journal of dentistry 2012; Vol9; No 3.

86. Silva LE, et al. Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of dental composite cured by argon laser and halogen lamp. *Journal of Biomedical Optics* 2004; Vol 9; No 3.

87. Heintze SD, Zimmerli B. "Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts; part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications." *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2011; 121 (9): 804-16.

88. ISO: no. 4049 Dentistry Polymer-based filling, restorative and luting materials (2009a) Extraída de Heintze SD, Zimmerli B. "Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts; part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications." *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2011; 121 (9): 804-16.