

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

**ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A  
LA TENSIÓN DIAMETRAL DE LA “MISMA RESINA  
COMPUESTA”, DE DISTINTO ORIGEN DE FABRICACIÓN**

*CAMILA CONSTANZA BEHNKE ARRIAGADA*

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

TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Marcelo Bader M.  
TUTOR ASOCIADO  
Prof. Dr. Cristian Astorga M.

Santiago-Chile  
2008



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

**ANÁLISIS COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA A  
LA TENSIÓN DIAMETRAL DE LA “MISMA RESINA  
COMPUESTA”, DE DISTINTO ORIGEN DE FABRICACIÓN**

*CAMILA CONSTANZA BEHNKE ARRIAGADA*

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

TUTOR PRINCIPAL  
Prof. Dr. Marcelo Bader M.  
TUTOR ASOCIADO  
Prof. Dr. Cristian Astorga M.

Santiago-Chile  
2008

## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>5</b>
<b>HIPÓTESIS.....</b>	<b>28</b>
<b>OBJETIVO GENERAL.....</b>	<b>29</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....</b>	<b>29</b>
<b>MATERIAL Y MÉTODO.....</b>	<b>30</b>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>37</b>
<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>39</b>
<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>48</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>52</b>
<b>SUGERENCIAS.....</b>	<b>53</b>
<b>RESUMEN.....</b>	<b>55</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>57</b>

## INTRODUCCIÓN

La odontología tiene como objetivo analizar, diagnosticar y tratar las distintas enfermedades que puedan manifestarse en el territorio cráneo-cérvico-máxilo-facial.

Dentro de las enfermedades dentales de mayor prevalencia en nuestro país se encuentra la caries. Esta se puede definir como una enfermedad multifactorial, infecciosa, crónica, polimicrobiana y transmisible.<sup>(1)</sup> Es el resultado acumulativo de un proceso dinámico que lleva a una pérdida neta de minerales. Este proceso es el resultado de continuos períodos de remineralización y desmineralización producidos por el metabolismo bacteriano en la superficie dentaria.<sup>(2,3)</sup>

Cuando el deterioro se hace irreversible, desde el punto de vista de su autoreparación, existe como consecuencia una lesión cariosa, siendo necesario realizar un tratamiento quirúrgico para eliminarla.<sup>(4)</sup> Es aquí donde cobra suma importancia la odontología restauradora. Esta es una combinación de arte y ciencia, siendo su objetivo fundamental sustituir la estructura dental enferma o perdida mediante el uso de biomateriales que

permiten restablecer la salud, función y estética de los dientes e igualmente de sus tejidos de soporte, en armonía con la boca y el organismo en general.

Actualmente existe una amplia gama de biomateriales destinados para la rehabilitación conservadora de las piezas dentarias. Cada material posee propiedades diferentes que lo adecuan para los distintos casos clínicos. Los profesionales mejor informados y capacitados podrán seleccionar los materiales restauradores idóneos, obteniendo así mejores resultados. El material restaurador seleccionado debe ser de “buena procedencia”, debe estar avalado por investigaciones confiables y, principalmente, debe estar evaluado clínicamente. El odontólogo puede conocer la calidad del material mediante la bibliografía odontológica y las informaciones suministradas por instituciones idóneas.<sup>(5)</sup>

La Asociación Dental Americana (A.D.A), la Federación Dental Internacional (F.D.I), la Organización Internacional para la Estandarización (I.S.O), entre otros, someten a pruebas *in Vitro* a los biomateriales antes de permitir su estudio en seres humanos. Las pruebas de laboratorio proporcionan datos relevantes sobre los materiales, dichos resultados deben correlacionarse con experiencias clínicas. La prueba de calidad definitiva es el Ensayo Clínico Controlado y el veredicto de los Profesionales después de

un período de uso en la práctica.<sup>(1, 6)</sup> Las instituciones citadas suministran certificados de aprobación para el fabricante.<sup>(5)</sup>

Las normas son formuladas por organismos nacionales e internacionales para varios materiales dentales como listas de requisitos exigibles, los que a su vez son valores para determinadas propiedades físicas, químicas y mecánicas.<sup>(6)</sup>

Es importante recalcar las propiedades mecánicas. Ellas permiten predecir el comportamiento de los biomateriales en el medio bucal, los cuales no funcionan en condiciones estáticas; sino, sometidos continuamente a cargas oclusales (masticación).<sup>(7)</sup> Entre las propiedades mecánicas que permiten conocer la resistencia a las fuerzas oclusales están la resistencia compresiva y la resistencia a la tensión diametral.

Actualmente existe una mayor participación de los pacientes en la toma de decisiones relativas a los tratamientos. Igualmente, un aumento de las exigencias en los requerimientos restauradores y estéticos.<sup>(8)</sup> El rostro y su sonrisa es una importante tarjeta de presentación. La belleza es muy personal y especial; está en concordancia con la época y el lugar en el cual se desarrolla la vida; o sea, con el contexto social en el cual el ser humano se desarrolla.<sup>(5)</sup>

Las resinas compuestas se han transformado en el “Gold Stándar” de la Odontología Restauradora. Se han convertido en una solución conservadora para resolver los problemas estéticos de los pacientes.<sup>(9)</sup> Los fabricantes han desarrollado sistemas complejos de resinas compuestas con múltiples colores, caracterizadores y opacadores. Estos permiten al odontólogo realizar restauraciones altamente estéticas y con comportamientos mecánicos similares a los tejidos dentarios.

La Globalización permite acceder a la información y adquirir fácilmente los materiales odontológicos. Para reducir costos algunos fabricantes de biomateriales elaboran sus productos en países en vías de desarrollo. La incógnita radica en saber si las fábricas subsidiarias cumplen con las normas internacionales establecidas y reconocidas. En otras palabras, se desea saber si un producto elaborado por una determinada marca comercial en un país en vías de desarrollo es idéntico al fabricado en el país de origen de dicha marca.

El propósito de este trabajo es analizar la resistencia mecánica de dos resinas compuestas, de la misma marca comercial, pero de diferente origen de fabricación. Será comparada la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en Brasil con la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en EE.UU.



## MARCO TEÓRICO

La evolución constante y rápida de la ciencia permite a los profesionales tener una impresionante cantidad de información, de nuevos recursos diagnósticos y de alternativas de tratamientos. El desafío implica seleccionar y aplicar de forma correcta estas nuevas tecnologías en el área de la Odontología.

La Odontología Restauradora es una disciplina muy importante en la Odontología. Incluye procedimientos de promoción de la salud y la realización de restauraciones con el propósito de recuperar la función y la estética dental. Uno de sus principales retos, al igual que en el pasado, es el desarrollo y la selección de materiales restauradores biocompatibles que puedan resistir las condiciones del medio bucal.

Los materiales restauradores deben devolver la correcta forma, función y estética de las piezas dentales dañadas. Las restauraciones también deben mantener la integridad fisiológica de los dientes y una relación armónica con los tejidos duros y blandos adyacentes, restableciendo la salud y el bienestar general del paciente.<sup>(5)</sup> Dichos resultados son obtenidos gracias a la selección del material restaurador y a

la pericia restauradora del odontólogo. El profesional debe saber escoger y utilizar las técnicas restauradoras adecuadas y los correspondientes biomateriales.

Lo expresado anteriormente indica que los materiales dentales deben cumplir con determinados requisitos, que son condiciones indispensables para sus usos específicos. En la mayoría de las ocasiones no existe un material que cumpla con todos los requisitos; por ello, la selección de un biomaterial puede ser complicada.<sup>(5)</sup>

Los materiales dentales restauradores deben cumplir con los siguientes objetivos generales, alcanzando de este modo el equilibrio del sistema estomatognático. En relación a lo anterior, ellos deben ser capaces de:

1. Devolver la forma anatómica a la pieza dentaria y con ello su función, de modo de restaurar el equilibrio del sistema estomatognático.
2. Obtener una armonía óptica, en la medida de lo posible, para que así la zona restaurada no se diferencie del resto de la pieza dentaria.

3. Devolver y mantener en el tiempo la salud del complejo pulpodentinario y del tejido óseo peridentario, para dar un adecuado sustento al tratamiento rehabilitador.
4. Lograr integridad marginal, para evitar la microfiltración y recidiva de la enfermedad.
5. Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.<sup>(1, 5)</sup>

El éxito de los materiales restauradores depende de factores asociados al odontólogo, al paciente y a los materiales mismos, influyendo de manera significativa estos últimos en el comportamiento clínico de las restauraciones. Es por esto que es de suma importancia valorar los materiales de restauración a través de pruebas físicas, mecánicas y/o químicas, lo que permite un control más uniforme de la calidad y las características de los materiales, mejorando así gradualmente a lo largo del tiempo el desempeño de estos.<sup>(10, 11)</sup>

Algunas organizaciones como la ADA, FDI y la ISO, buscan estandarizar el comportamiento de los materiales a través del diseño de pruebas que miden el cumplimiento de determinados requisitos, lo que aseguraría un buen comportamiento clínico de ellos, de modo que el

odontólogo tenga a su disposición toda la información necesaria para poder realizar la selección más apropiada y responsable a la hora de determinar que material restaurador utilizar.<sup>(10)</sup>

Las evaluaciones clínicas, biológicas y de laboratorio, permiten una mejor comprensión de las propiedades de los materiales. El cumplimiento de las especificaciones por parte de los materiales avala la calidad y facilita la selección de las técnicas para conseguir los objetivos de los tratamientos. En resumen, las evaluaciones permiten establecer la seguridad y eficacia de los biomateriales restauradores. Sin embargo, la decisión de los productores para probar sus materiales según normas nacionales o internacionales es voluntaria.<sup>(10, 12)</sup>

El beneficio para la odontología de las especificaciones es incalculable, especialmente si se considera la enorme cantidad de materiales, instrumental y dispositivos dentales disponibles. Las mencionadas evaluaciones permiten a los dentistas contar con criterios de selección imparciales y confiables. El uso rutinario de materiales que cumplan con las normas adecuadas permite un mejor desempeño clínico. El programa de especificaciones es uno de los factores que ha contribuido a obtener un alto nivel en la práctica odontológica.<sup>(10)</sup>

La gran demanda de los pacientes por restauraciones semejantes a la estructura dentaria, junto con el creciente interés de los profesionales de la salud por utilizar materiales que preserven los tejidos dentarios remanentes, ha propiciado la búsqueda de nuevos materiales restauradores. La estética es un tema subjetivo que depende, en muchos casos, del contexto cultural en el cual un individuo se desarrolla.<sup>(5)</sup> Un Material Restaurador Estético es aquel que simula a las piezas dentarias en color, translucidez y textura. Sin embargo, también debe poseer cualidades que resistan el desgaste, otorguen resistencia y óptima adaptación a los márgenes. Deben ser insolubles en el medio bucal y biocompatibles.

Los materiales dentales han experimentado un drástico cambio desde sus inicios. En un principio era importante que el material restaurador cumpliera con los requerimientos físicos, químicos, mecánicos y biológicos impuestos por la cavidad bucal. Con el pasar del tiempo cobró importancia el aspecto estético de las restauraciones, pero sin dejar de lado las propiedades antes mencionadas.

El tratamiento restaurador estético directo, en la actualidad, se lleva a cabo gracias a la interacción entre el biomaterial y la estructura dentaria. Para ello es utilizado un sistema adhesivo que permite una unión mecánica y funcional entre el diente y el material restaurador, siendo el objetivo que

funcionen como una unidad. La Odontología Restauradora Adhesiva tiene un enorme potencial clínico; primero era el sector anterior de la boca y más recientemente, los sectores posteriores.

No obstante, esta unidad desde el punto de vista adhesivo, responde a una serie de técnicas y materiales que se han ido desarrollando de forma muy diferente, a lo largo de la historia. El desarrollo de los materiales restauradores estéticos se ha centrado en el uso de cuatro elementos:

A. Silicatos: Materiales muy utilizados, presentaron grandes problemas como su baja resistencia mecánica y su alta solubilidad en el medio bucal.

(13)

B. Polímeros de Metacrilato de Metilo (Acrílicos): Tenían un mejor resultado estético una vez colocados en boca, sin embargo, este efecto duraba muy poco debido a su temprana decoloración. Los Acrílicos no poseían buena resistencia mecánica, tampoco a la compresión y al desgaste. Su mayor problema era su elevada contracción de polimerización y sus cambios dimensionales térmicos.<sup>(14)</sup>

C. Vidrio Ionómero: Es un material que posee un coeficiente de expansión térmica similar a las piezas dentarias. También, adhesión química al esmalte y la dentina, pero que posee solubilidad en el medio bucal.<sup>(13)</sup>

D. Resinas compuestas: En 1962 Rafael L. Bowen desarrollo un material polimérico de BIS -GMA reforzado con partículas de cuarzo es aquí cuando nacen las Resinas Compuestas. Actualmente, se han convertido en el material restaurador estético por excelencia.

La fuerza conductora de esta evolución ha sido triple:

- 1) Una búsqueda continua de modalidades restauradoras específicas y menos invasivas.
- 2) La demanda cada vez mayor de parte de los pacientes por una restauración de aspecto natural.
- 3) La controversia por el uso de la amalgama.<sup>(15)</sup>

El aumento de la demanda por restauraciones estéticas y la necesidad de mejorar las propiedades mecánicas de las resinas compuestas ha contribuido al desarrollo de estos materiales. Ellos han sido mejorados para satisfacer los requerimientos de las restauraciones directas e indirectas en dientes anteriores y posteriores.<sup>(16)</sup>

## Resinas compuestas

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura de los biomateriales. Básicamente, las Resinas Compuestas están conformadas por tres materiales químicamente diferentes: la matriz o fase orgánica, el relleno o fase inorgánica y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno.

**Fase Orgánica o Matriz Orgánica:** Constituida básicamente por un sistema de monómeros di- o tri-funcionales. El sistema de monómeros puede ser considerado la columna sobre la cual se vertebra la resina compuesta. El Bis-GMA, es el monómero más utilizado en la fabricación de los composites modernos, ya sea solo o asociado al dimetacrilato de uretano. Integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20%. El peso molecular del monómero o de su mezcla es importante. Como regla general, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo cual, para facilitar el proceso de fabricación y manipulación clínica, es diluida con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular) considerados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), trietilenglicol-dimetacrilato



(TEGDMA), metilmetacrilato (MMA).<sup>(8, 17)</sup> La proporción de estos últimos en el riguroso proceso de fabricación, determinarían también el grado de contracción de polimerización del composite.

**Relleno o Fase Inorgánica:** Son partículas inorgánicas agregadas, en forma dispersa, a la matriz orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas. Un objetivo fundamental es la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible. Las partículas inorgánicas de relleno, por lo general, significan 30 a 70 % en volumen o 50 a 85% en peso del compuesto.<sup>(18)</sup>

Varios tipos distintos de rellenos han sido utilizados en resinas compuestas; p. ej., cuarzo, sílice, vidrio de borosilicato, silicatos de litio, fluoruro de bario. El objetivo de la incorporación del relleno inorgánico es disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen y, por ende, disminuir la contracción de polimerización y elevar la resistencia mecánica. También proporciona radioopacidad, mejora la manipulación e incrementa la estética.<sup>(14, 17, 19, 20)</sup>

El relleno puede ser en forma de fibra, esferas, partículas irregulares o partículas planas. El tamaño puede variar hasta llegar a los 40 micrómetros o 60 micrómetros. Existe una tendencia, sin embargo, a reducir el tamaño de

las partículas de manera que su diámetro promedio esté en el orden de 0,4 a 0,8 micrómetros en promedio.

Existe una gran variedad de partículas de relleno utilizadas según su composición química, morfología y dimensiones. Según el tamaño de las partículas de relleno inorgánico las resinas compuestas se pueden clasificar en: Macrorrelleno, Minimacropartículas, Microrrelleno, Híbridas, Microhíbridas, Nanorrelleno y Nanohíbridas.

**Agente de Acoplamiento:** Molécula bifuncional que posee grupos silánoles en un extremo (unión iónica con  $\text{SiO}_2$ ), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).<sup>(5)</sup> Este agente de enlace es fundamental en la resistencia y durabilidad de la resina. Además participa en la disipación de las tensiones de la interfase relleno-monómero. Un proceso de silanización correcto de las partículas de relleno incidirá de manera significativa en las propiedades finales del material. Por ello es necesario un control adecuado de calidad durante la fabricación del producto.

Además existen componentes adicionales:

**Sistema iniciador:** Es el encargado de la polimerización de los radicales libres. En las resinas compuestas fotopolimerizables este es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con un agente reductor que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina).<sup>(17)</sup>

**Sistema acelerador:** Actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable. Se utiliza el dimetilamino etilmetacrilato (DMAEM), el etil-4-dimetilaminobenzoato (EDMAB) o el N,N-cianoetilmetilanilina (CEMA).<sup>(21)</sup>

**Sistema de estabilizadores o inhibidores:** Maximizan la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de su uso. También, su estabilidad química tras la polimerización, como el éter monometílico de hidroquinona.<sup>(21)</sup>

**Modificadores ópticos:** Actúan absorbiendo la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm; p.ej., la 2- hidroxí-4-metoxibenzofenona. Sirve para proveer estabilidad del color y eliminar los efectos de L.U.V sobre los compuestos

amínicos del sistema iniciador, que generan decoloraciones a mediano o largo plazo.<sup>(5)</sup>

La clave del éxito es usar materiales de alta calidad y ser particularmente cuidadosos en sus aplicaciones. Los resultados normalmente entregan satisfacción al paciente y al odontólogo, pues las restauraciones de resina compuesta ofrecen una estética superior, comodidad de manipulación, y versatilidad. Además, permiten soluciones más conservadoras que aquellas ofrecidas por técnicas más antiguas.<sup>(20)</sup>

Las resinas compuestas son uno de los materiales que más han evolucionado y diversificado desde su creación. Se diferencian entre sí por el porcentaje y tipo de relleno inorgánico que presentan. Esto último incide directamente en las características físicas y mecánicas.

Es importante tener en cuenta que la evaluación del porcentaje debe efectuarse en función del volumen ocupado por las partículas inorgánicas y no por su peso. Si se comparan dos resinas compuestas, con distinto porcentaje en peso, se podría pensar que la que posee mayor porcentaje posee mejores propiedades mecánicas. Esto podría ser erróneo, pues si posee partículas de mayor densidad, su porcentaje en peso estará

aumentado, sin tener necesariamente mayor cantidad de partículas de relleno y por lo tanto mejores propiedades mecánicas.<sup>(18)</sup>

Cada uno de los distintos tipos de resinas compuestas tiene propiedades y características diferentes. Ello incide en forma directa en la indicación clínica. Para entender mejor las diferencias es importante analizar algunas de sus propiedades físicas y mecánicas:

**1.- Variación Dimensional Térmica:** Se refiere al cambio de dimensión en la estructura de un material cuando la temperatura a su alrededor varía. Idealmente en un material obturador este coeficiente debiera ser lo más similar a los tejidos dentarios.<sup>(20)</sup> Este cambio dimensional es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica de las resinas compuestas. Dentro de ellas, las de microrelleno tienen los mayores valores para esta propiedad. Por consiguiente, las restauraciones presentan una mayor variación dimensional frente a las fluctuaciones de temperatura en el medio bucal.<sup>(8, 11)</sup>

**2.- Conductividad Térmica:** Corresponde a la cantidad de calor que pasa a través de un cuerpo. En general las resinas compuestas no son buenos conductores térmicos. Dentro de ellas, las de microrelleno presentan valores

menores que las de macrorelleno o que las híbridas debido a su mayor cantidad de matriz orgánica.<sup>(1, 8, 11)</sup>

3.- **Sorción Acuosa:** Corresponde a la cantidad de agua adsorbida sobre la superficie de un biomaterial y la absorbida al interior del mismo. Los valores más altos de sorción acuosa son alcanzados por las resinas compuestas de microrelleno debido a su mayor cantidad de matriz orgánica. Por lo tanto, estas últimas son las más propensas a los cambios de coloración debido a los pigmentos hidrosolubles del medio que pueden ser adsorbidos por la matriz.<sup>(8, 11)</sup>

4.- **Módulo de elasticidad:** Expresa la rigidez de un material. Para las resinas compuestas depende directamente de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase orgánica, aumentando exponencialmente con el porcentaje de la fracción volumétrica del relleno. La rigidez del material adquiere gran importancia no sólo en aquellas zonas en las cuales se requiera soportar fuerzas masticatorias intensas, sino también a nivel de la interfase diente-restauración.<sup>(8, 11)</sup>

5.- **Contracción de polimerización:** Es un fenómeno anexo a la polimerización. Por lo tanto, cualquier material que endurezca por esta vía presentará algún grado de variación dimensional. Es directamente

proporcional a la cantidad de matriz orgánica que posee la resina compuesta. La contracción de polimerización puede superar la fuerza de adhesión de la resina a la pieza dentaria, lo que conlleva a una falla en la restauración debido a microfiltraciones marginales.<sup>(5, 11, 20)</sup>

**6.- Resistencia a la compresión y a la tracción:** Es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz. Además, depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. Bajos valores de resistencia a la compresión y a la tracción, reflejarán un mal desempeño de la resina compuesta frente a las cargas oclusales.<sup>(8, 10, 11)</sup>

Generalmente, mientras más se asemejen los materiales restauradores a algunas estructuras dentarias como esmalte y dentina, en relación a sus propiedades mecánicas, mayor será la longevidad de la restauración.<sup>(22)</sup>

Se entiende por propiedades mecánicas a las respuestas medidas, tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversible

o no elásticas), de los materiales bajo la influencia de fuerzas externas denominadas cargas.<sup>(6)</sup> Para comprender la importancia de las propiedades mecánicas de los materiales dentales es necesario conocer la magnitud de las fuerzas de mordida. Las fuerzas de mordida disminuyen de los molares a los incisivos, siendo la fuerza media de mordida en el primer y segundo molar de unos 578 Newtons, mientras que las fuerzas medias en los bicuspídeos, monocuspídeos e incisivos son de 311, 222 y 178 Newtons, respectivamente.<sup>(11)</sup>

Al conocer esta información tenemos una idea de la carga a la cual son sometidas las piezas dentarias. Este dato es importante al momento de confeccionar un material restaurador, pues la resistencia del material debe ser, por lo menos, igual al de la estructura que será sustituida, no siendo necesario que sea mucho más alta.<sup>(7, 20)</sup>

Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material a base de resina compuesta son el grado de polimerización obtenido, contenido en volumen de relleno, tamaño de las partículas, distribución e interacciones entre el relleno y la matriz. El contenido en volumen de relleno es la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como también con su resistencia a la fractura.<sup>(23)</sup>



Los conceptos fundamentales relacionados con la resistencia a las fuerzas oclusales de un material determinado son: resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y resistencia a la fractura. Por tanto, su cuantificación permite también predecir la aparición de fracturas tanto en el propio material como en los márgenes de la restauración; o sea, la longevidad de la restauración bajo condiciones clínicas simuladas.<sup>(16, 23)</sup> Al existir una relación estrecha entre algunos factores tales como: resistencia a la fatiga, módulo de elasticidad, dureza, resistencia compresiva y resistencia a la tensión diametral, se podría deducir que al presentar uno de estos parámetros un valor adecuado, es decir, que cumpla con los establecidos por las especificaciones o normas, los otros parámetros también serán óptimos para un determinado material. Por esa razón se profundizará en la resistencia a la tensión diametral, cuyo valor se considera representativo para reflejar el grado de resistencia mecánica del material.<sup>(16)</sup>

Cuando se aplica una fuerza sobre un material, este opone una resistencia a la fuerza externa. La fuerza se distribuye en una superficie y por ello se denomina tensión al cociente entre la fuerza aplicada y la superficie sobre la que incide.<sup>(11)</sup>

En las aplicaciones odontológicas existen varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto. Entre ellos se encuentra la fuerza de tracción, fuerza de cizallamiento y fuerza de compresión. La resistencia de un material se define como el nivel medio de tensión en el cual un material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma. La resistencia depende de varios factores; p. ej., : 1) tasa de deformación, 2) forma de la muestra, 3) acabado de la superficie, 4) medio en el que se prueba el material.<sup>(10)</sup>

Para determinar la resistencia máxima de un material se deberá medir la cantidad de fuerza necesaria para romper un cuerpo constituido por este. Ello se logra a través de diferentes tests, uno de los cuales es el Test de Tensión Diametral. Esta prueba se realiza ejerciendo una fuerza de compresión sobre el diámetro de un cilindro corto <sup>(16)</sup>, hasta el punto de su resistencia máxima (hasta el momento de su fractura). Como esta fuerza puede medirse en unidades como el Newton, es posible saber cuánto soportó la probeta.

Todos los conceptos mencionados anteriormente pueden ser aplicados a las situaciones clínicas presentes en una cavidad oral. Las restauraciones están sujetas a continuo estrés producto de las complejas

fuerzas masticatorias. Estas actúan en la pieza dentaria y en el material restaurador, provocando diversas reacciones que llevan a la deformación que, en última instancia, podría afectar su durabilidad en el tiempo.<sup>(24)</sup>

El conocimiento de cómo las resinas compuestas se comportan frente a determinadas fuerzas es relevante para entender el desempeño de dichos materiales.

La explosión de los materiales dentales ha dejado un mercado en el cual son pocos los estudios clínicos o *in Vivo* conocidos en relación a los materiales restauradores. Los nuevos productos aparecen tan rápidamente en el mercado que no existe un tiempo adecuado para realizar ensayos clínicos. La única información disponible son los estudios *in Vitro* o informes de experiencias clínicas.<sup>(19)</sup>

La mayoría de los tests *in Vitro* reflejan sólo el comportamiento inicial. Sin embargo, la mayoría de las fallas clínicas ocurren después de un indeterminado tiempo de funcionamiento, pudiendo resultar en la fatiga del material.<sup>(25)</sup> No obstante, las pruebas de laboratorio pueden aportar aproximaciones importantes relacionadas al comportamiento del material restaurador en la cavidad oral.

Durante estas últimas cinco décadas han existido muchas generaciones de materiales restauradores. Ello puede confundir al clínico en la toma de decisiones referente a los materiales o técnicas disponibles. Cuando se determina el mejor curso que deberá seguir un tratamiento, son muchos los factores que se deben considerar; p. ej., mecanismos de preparación de las piezas dentarias, propiedades físicas de los materiales, demandas estéticas y funcionales, salud del paciente, higiene oral, dieta, calidad, cantidad de la saliva, motivación del paciente.<sup>(19)</sup>

Los clínicos actuales tienen los mismos retos al momento de elegir el material restaurador más apropiado y la modalidad de tratamiento, que sus colegas del pasado. Sin embargo los avances de la ciencia han provisto a los clínicos actuales con una amplia gama de materiales restauradores, de diferentes marcas y características, sobre todo en lo que respecta a resinas compuestas.<sup>(26)</sup>

Dentro de las diversas marcas de biomateriales en el mercado, cada profesional, basado en su experiencia personal, tiene su favorita. Ello facilita el proceso de selección del material en determinados casos clínicos. ¿Qué sucede con una resina compuesta de la misma marca comercial pero fabricada en diferentes países?. Se podría pensar que ambos productos

serían de las mismas características, pues la empresa debiera contar con una estandarización al momento de la confección de los productos.

Se podría suponer que la calidad de una determinada marca comercial es independiente del país de su origen. La inquietud se plantea cuando existe una diferencia de precio considerable entre ambos productos. Cabe la duda si dichos materiales son de la misma calidad y tienen la misma respuesta a las exigencias físicas, mecánicas, químicas y biológicas una vez sometidos a las exigencias de la cavidad oral.

Las marcas comerciales mantienen que las fábricas subsidiarias utilizan la misma materia prima y método de elaboración que la casa matriz, este procedimiento es menos costoso que importar el producto final. Es posible que no exista mayor control de una filial por sobre otra dado que como la materia prima sería la misma, se asume que el producto final solo difiere en el embalaje.<sup>(27)</sup> Ello no aseguraría que las fábricas subsidiarias cumplan con las normas internacionales establecidas y reconocidas.

En el mercado nacional existen una serie de materiales que son elaborados en dos o más países; p. ej., la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply), que es fabricada en EEUU y Brasil. Las características de este material son:

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



**Figura 1:** Resina Compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply EE.UU.)

TPH<sup>®</sup>3 (Figura 1), corresponde a un material estético nanohíbrido, de fotopolimerizado y radioopaco, cuya matriz orgánica está compuesta por una mezcla de Bis-GMA, Bis-EMA y TEGDMA, siendo el monómero principal el Bis-GMA, el cual posee un alto peso molecular y presenta una menor cantidad de dobles enlaces C=C por molécula; además esta matriz presenta un fotoiniciador de canforoquinona, estabilizadores y pigmentos que aseguran su estabilidad y adecuadas propiedades físicas. En relación a su contenido de relleno inorgánico, este corresponde a una mezcla de vidrio

de alúmino silicato de boro/bario y vidrio de alúmino silicato de boro y fluoruro de bario con partículas de un tamaño medio por debajo de 1  $\mu\text{m}$  y sílice de nanorrelleno, cuyo tamaño de partícula es de 10-20 nm. El porcentaje total, en volumen, de relleno inorgánico es de un 60%, mientras que el porcentaje por peso es 75 a 77%.

En relación a sus indicaciones de uso clínico esta resina puede ser utilizada como material restaurador universal. También está indicado como material restaurador estético para carillas directas, remodelación cosmética y por último está indicado para la fabricación indirecta de inlays y onlays <sup>(28)</sup>.

Gracias a esto TPH<sup>®</sup>3 posee excelentes características de acabado final, sin desmerecer su facilidad de manejo clínico, resistencia y durabilidad.

El presente trabajo busca evaluar el material fabricado en EE.UU., comparándolo con el mismo fabricado en Brasil, determinando su resistencia mecánica bajo tensión diametral para establecer si existen diferencias entre ambos productos.

## **HIPÓTESIS**

Existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral de una Resina Compuesta fabricada en Brasil en relación con otra fabricada en EE.UU., ambas de la misma marca comercial.



## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral de la misma Resina Compuesta fabricada en Brasil en relación con otra fabricada en EE.UU., ambas de la misma marca comercial.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Determinar la resistencia a la tensión diametral de la Resina Compuesta TPH<sup>®3</sup> (Dentsply) fabricada en Brasil.
2. Determinar la resistencia a la tensión diametral de la Resina Compuesta TPH<sup>®3</sup> (Dentsply) fabricada en EE.UU.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos por los dos materiales de restauración.

## MATERIAL Y MÉTODO

El presente trabajo fue realizado en los laboratorios del Área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Laboratorio del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Chile.

En este estudio se midió y comparó *in Vitro*, la resistencia a la tensión diametral de la misma resina compuesta (TPH<sup>®</sup>3 Dentsply), pero de distinto origen de fabricación (Brasil y Estados Unidos).

Para medir la resistencia a la tensión diametral se confeccionaron 30 cuerpos de prueba, divididos en dos grupos (15 para cada resina). Estos cuerpos fueron de forma cilíndrica, de 3 mm de alto y un diámetro de 6 mm, para ello fue utilizado un formador metálico de probetas estandarizado <sup>(29)</sup> con las medidas antes mencionadas, de acuerdo a los estándares de la ISO-ADA. <sup>(30)</sup> Para confeccionar cada cilindro, el formador fue previamente aislado con vaselina siliconada, se agregó la resina compuesta en un solo incremento. <sup>(31)</sup> A fin de evitar poros o irregularidades en la superficie fue utilizado un porta-objeto para hacer presión sobre las caras libres del cilindro. Posteriormente

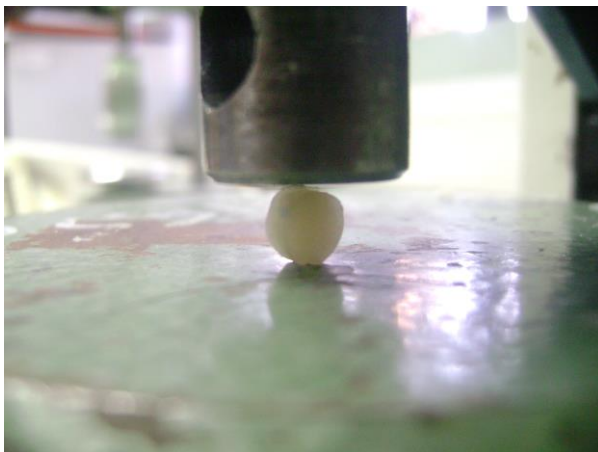
fueron polimerizados los cuerpos de prueba durante 40 seg. ,por cada lado, <sup>(32)</sup> con una con lámpara de fotocurado marca Elipar 3M<sup>®</sup> ESPE, en contacto íntimo con el porta-objeto.

Cada cuerpo de prueba, previamente identificado, fue sometido al Test de Tensión Diametral en una Máquina de ensayos universal o Tensiómetro marca Tinius OLSEN H5K-s (Figura 2).



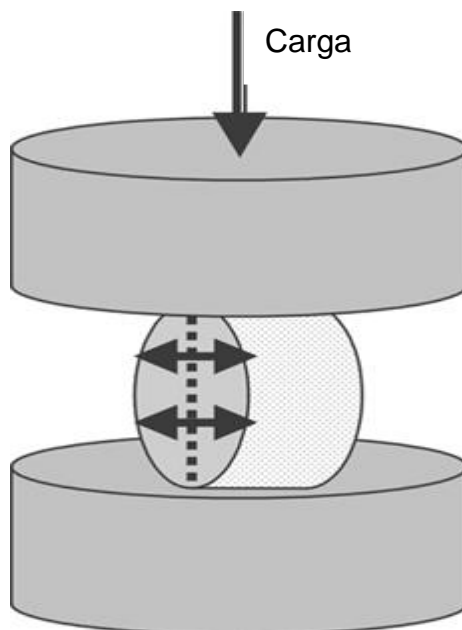
**Figura 2:** Máquina de ensayos universal o Tensiómetro marca Tinius OLSEN H5K-s.

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



**Figura 3:** Cuerpo de prueba dispuesto en forma diametral sobre la platina de carga.

Al ejercer la carga sobre su diámetro, se generó una compresión en el plano de aplicación de la fuerza y, a la vez, tracción desde el centro hacia el exterior del cuerpo de prueba <sup>(24)</sup> (Figura 4) hasta el punto de su resistencia máxima, o sea, hasta el momento de su fractura (Figura 5). Esto último está determinado por el punto más alto alcanzado en la gráfica del registro.



**Figura 4:** Ilustración de las fuerzas de compresión y tracción generadas en el cuerpo de prueba durante el Test de Tensión Diametral.<sup>(22)</sup>



**Figura 5:** Cuerpo de prueba en el momento de su fractura tras la aplicación de una fuerza de compresión.

Los resultados obtenidos en la máquina de ensayos universal fueron transformados de Newtons a Megapascuales. Para ello se debe primero calcular el área de un círculo de resina compuesta. La fórmula es:

$$\text{Tensión} = \frac{F}{A}$$

Las unidades correspondientes son:

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

El Pascal resulta ser una unidad pequeña para los estudios de resistencia y tensión. Por ello se utiliza un múltiplo del mismo; el Megapascal (MPa). Este es un millón de veces mayor; o sea, equivale a un millón de Newtons por metro cuadrado.<sup>(32)</sup>

En el Test de Tensión Diametral la fuerza de compresión vertical producida en los cantos de una probeta cilíndrica desarrolla tensión elástica perpendicular al plano vertical que pasa por el centro. La fractura ocurre a lo

largo de este plano vertical. En esta situación la tensión es directamente proporcional a la carga de compresión aplicada. Esto es calculado de la siguiente forma:

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

Donde:

P: Carga de fractura

D: Diámetro de la probeta

T: Espesor de la probeta

$\pi$ : Constante. <sup>(24, 29)</sup>

Posteriormente fue calculado el promedio de los porcentajes de los dos materiales en estudio. Además, fueron comparados entre sí. Los datos de las variables en estudio fueron sometidos a las pruebas de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk.<sup>(34, 35)</sup> Posteriormente, se estimaron estadígrafos descriptivos con el objeto de caracterizar el comportamiento de los datos <sup>(36)</sup> y se analizó, además, la existencia de datos atípicos, los cuales

fueron eliminados del análisis comparativo. Los dos grupos estudiados fueron comparados entre sí mediante la prueba paramétrica de T-student para dos poblaciones independientes <sup>(36)</sup>, previa comprobación de homocedasticidad (igualdad de varianzas) mediante la prueba de Levene (basadas en la media, la mediana, la mediana con grados de libertad corregidos y en la media recortada).<sup>(34)</sup> El nivel de significación empleado fue de  $\alpha = 0,05$ .



## RESULTADOS

Los valores de tensión diametral obtenidos (expresados en MegaPascales) para las restauraciones de Resina Compuesta, TPH<sup>®</sup>3 Dentsply Brasil (Grupo I) y TPH<sup>®</sup>3 Dentsply EE.UU. (Grupo II), realizadas en 15 cuerpos de prueba (n=15), son detallados en la Tabla I.

Para ambos grupos en estudio fue determinada la media de resistencia a la tensión diametral. Esta fue 37,979 para el Grupo I y 44.448 para el Grupo II. Estos valores aparecen detallados en la Tabla I.

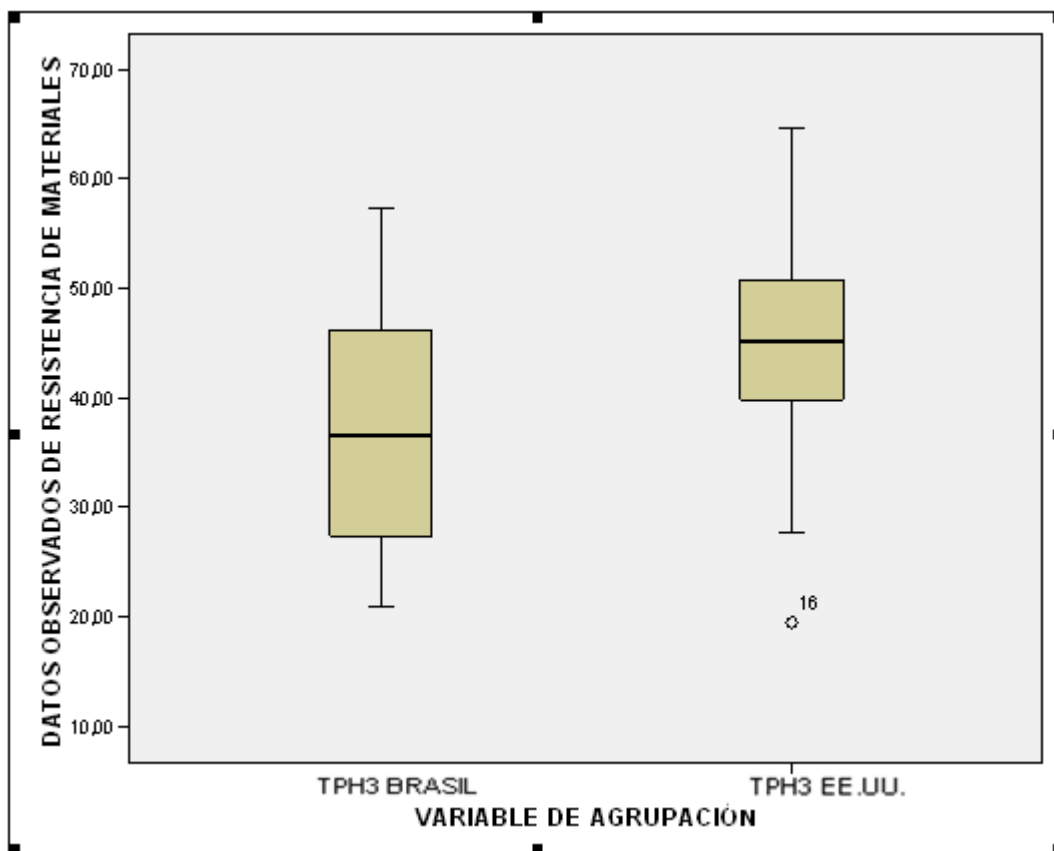
**Tabla I.** Valores de tensión diametral expresados en MPa, Grupo I y Grupo II.

<b>N</b>	<b>Grupo I: TPH Brasil</b>	<b>Grupo II: TPH EEUU</b>
<b>1</b>	36,128	19,490
<b>2</b>	36,482	27,664
<b>3</b>	25,307	49,593
<b>4</b>	43,825	54,936
<b>5</b>	20,849	64,656
<b>6</b>	40,438	51,946
<b>7</b>	32,579	30,863
<b>8</b>	24,929	43,347
<b>9</b>	23,531	42,692
<b>10</b>	43,046	62,077
<b>11</b>	54,805	45,923
<b>12</b>	52,476	48,637
<b>13</b>	57,289	40,736
<b>14</b>	48,506	38,959
<b>15</b>	29,504	45,215
<b>Media</b>	<b>37,979</b>	<b>44,448</b>

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Los datos primarios iniciales no mostraron diferencias significativas ( $p>0,05$ ) cuando se sometieron a las pruebas de normalidad, lo que indica que los datos originales se distribuyen normalmente en cada tratamiento estudiado. Las pruebas de homocedasticidad tampoco fueron significativas ( $p>0,05$ ), lo que, a su vez, indica que existe igualdad de varianza de los datos de la variable analizada en ambos tratamientos.

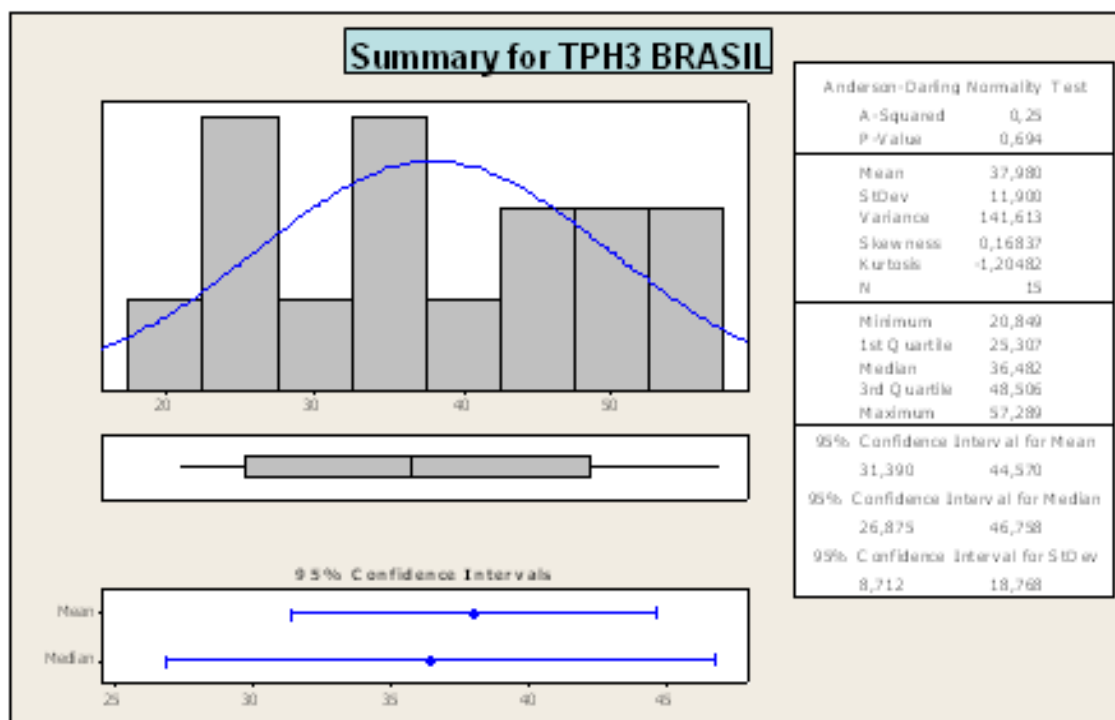
En la Figura 6 se muestra el gráfico de cajas y los datos atípicos observados en los grupos estudiados. Se encontró que existe un dato atípico en el tratamiento realizado al material TPH<sup>®</sup>3 de EE.UU., el cual fue eliminado en posteriores análisis.



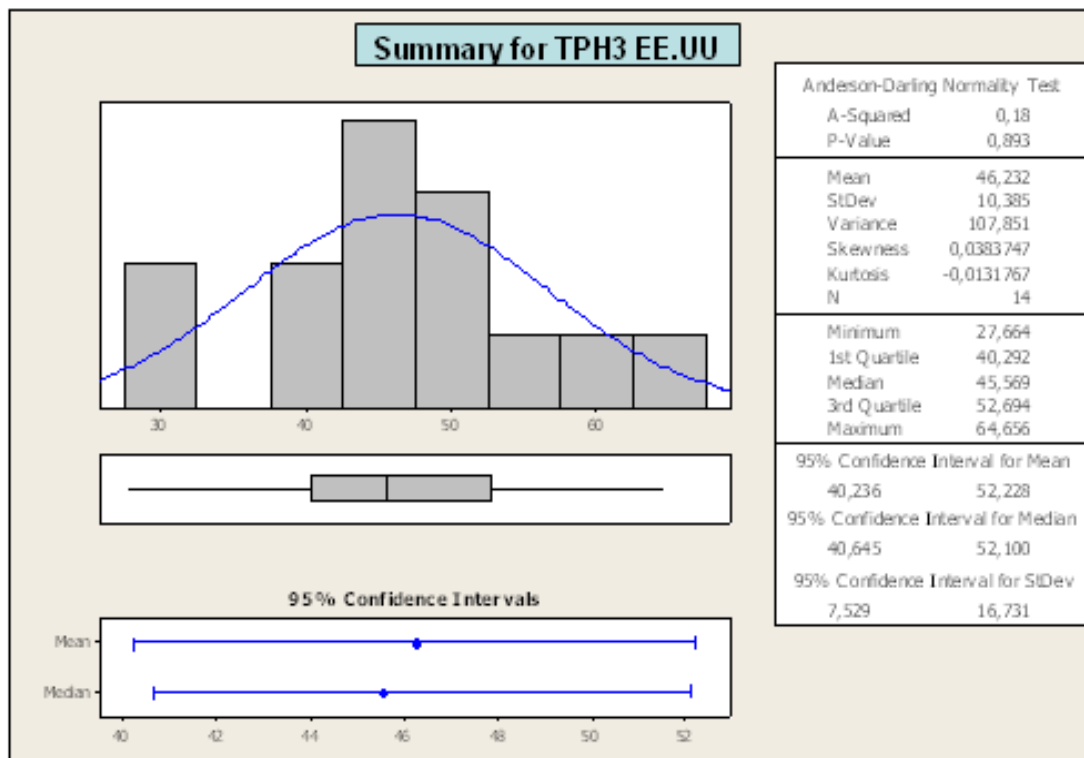
**Figura 6:** Resultados de la graficación de los datos observados en los tratamientos TPH<sup>®</sup>3 de Brasil y EE.UU.

Las cajas representan el 50% de las observaciones, mientras que el área comprendida entre los dos bigotes representa la zona en la cual se distribuye la mayoría de las observaciones. La línea horizontal representa la mediana de ambas poblaciones. El punto aislado representa la observación fuera de rango.

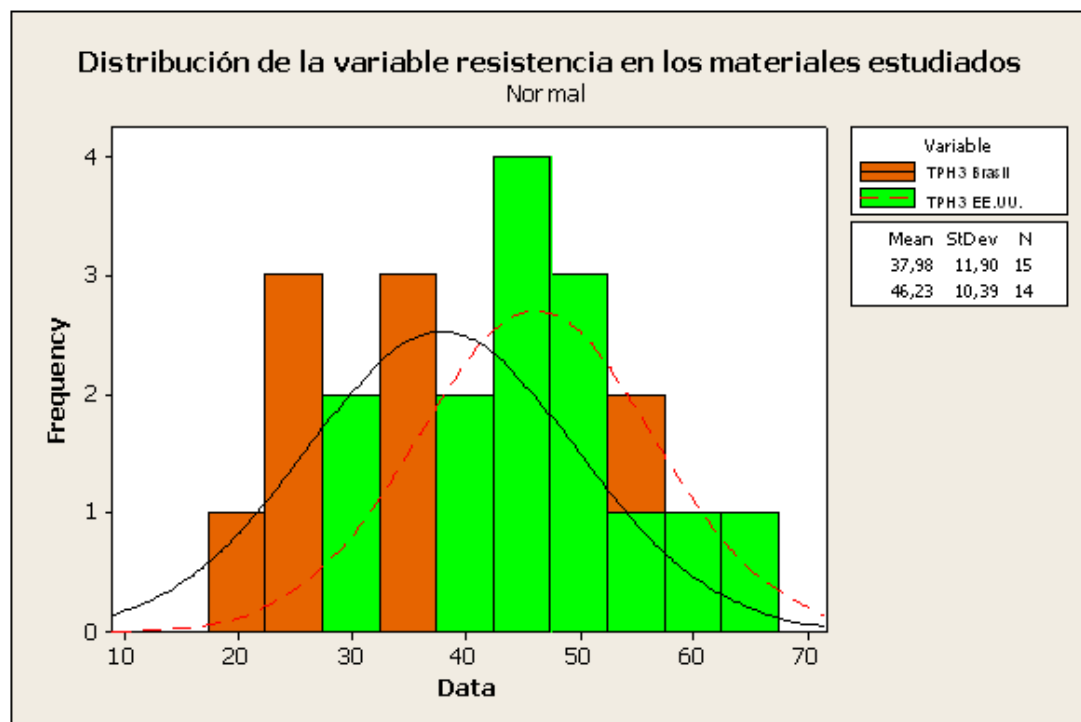
En las Figuras 7, 8 y 9 se muestran los resultados de la graficación de los datos encontrados en la variable sometida a estudio del tratamiento TPH<sup>®</sup>3 de Brasil y EE.UU. (sin el dato atípico) respectivamente. Se observan, además, los estadísticos descriptivos tradicionales y la prueba de normalidad de AD, la cual no fue significativa ( $p < 0,05$ ), lo cual confirma la distribución normal de los datos en ambos tratamientos observados en las otras pruebas de normalidad empleadas ( $p > 0,05$ ) (Tabla II).



**Figura 7:** Resultados de la graficación de los datos de la variable estudiada medida en el tratamiento TPH<sup>®</sup>3 Brasil.



**Figura 8:** Resultados de la graficación de los datos de la variable estudiada medida en el tratamiento TPH3 de EE.UU.



**Figura 9:** Resultados de la graficación en un histograma de los datos de la variable estudiada medida en el tratamiento TPH<sup>®</sup>3 de Brasil y EE.UU.

	VARIABLE DE AGRUPACIÓN	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DATOS OBSERVADOS DE RESISTENCIA DE MATERIALES	TPH3 (BRASIL)	,123	15	,200	,949	15	,513
	TPH3 (EE.UU)	,099	14	,200	,976	14	,944

**Tabla II.** Resultados de las pruebas de normalidad de los datos definitivos considerados en este estudio.

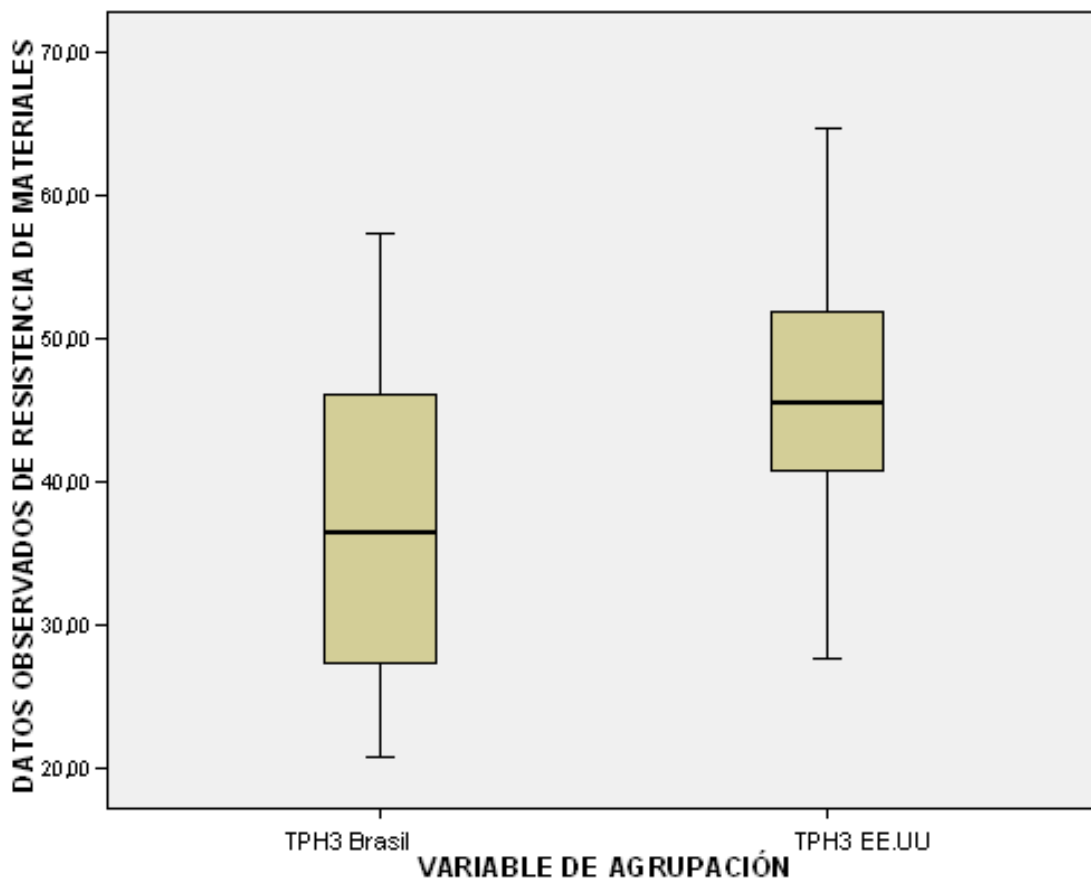
Los resultados de la prueba de Levene de igualdad de varianzas u homocedasticidad (basada en los mismos estadígrafos antes señalados) se muestran en la Tabla III. Se encontró que no existieron diferencias significativas ( $p > 0,05$ ) en ninguna de las pruebas descritas, lo cual confirma definitivamente que los datos de la variable medida en ambos tratamientos tienen varianzas iguales y que la extracción del dato atípico no alteró la situación descrita con anterioridad.

		Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
DATOS OBSERVADOS DE RESISTENCIA DE MATERIALES	Basándose en la media	,862	1	27	,361
	Basándose en la mediana.	,761	1	27	,391
	Basándose en la mediana y con gl corregido	,761	1	26,952	,391
	Basándose en la media recortada	,853	1	27	,364

**Tabla III.** Resultados de la prueba de Levene de igualdad de varianzas.

En la Figura 10 se presentan los resultados de la gráfica de cajas del comportamiento de la variable en los tratamientos y se observa que no existen datos atípicos en ambos grupos examinados.





**Figura 10:** Resultados de la graficación de los datos observados en los tratamientos TPH<sup>®</sup>3 de Brasil y EE.UU (sin el dato atípico).

Por último, en la Tabla IV, se presentan los resultados de la comparación entre ambos tratamientos.

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
		Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior	Superior	Inferior
DATOS OBSERVADOS DE RESISTENCIA DE MATERIALES	Se han asumido varianzas iguales	,862	,361	-1,983	27	<b>,058</b>	-8,25211	4,16068	-16,7891	,28489
	No se han asumido varianzas iguales			-1,993	26,889	,057	-8,25211	4,14059	-16,74956	,24533

**Tabla IV.** Resultados de la comparación entre ambos tratamientos

La prueba F no fue significativa ( $p > 0,05$ ), lo que indica igualdad de varianzas entre los datos del tratamiento. Asumiendo varianzas iguales, se determina que el nivel de significancia bilateral (p-valor) es de 0,058 ( $p > 0,05$ ), por lo que se acepta la hipótesis nula de la prueba T. Esto quiere decir que con al menos un 95% de probabilidad, las medias de las distribución de los valores de resistencia a la tensión diametral de los grupos

I y II son iguales, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

## DISCUSIÓN

El desarrollo contemporáneo de la ciencia ha traído como resultado la aparición de nuevos materiales o la modificación de los ya existentes. Nunca antes había existido tanta variedad de materiales restauradores.

Este progreso ha resultado de la gran competencia entre marcas comerciales. Ello ha estimulado nuevas medidas, cuyo objetivo es abaratar los costos de los productos.

La calidad de resinas compuestas, determinada por sus propiedades físicas, es importante para el proceso de selección. Es necesario que las resinas compuestas cuenten con valores altos de resistencia mecánica a fin de soportar las fuerza oclusales, específicamente en el sector posterior.<sup>(16)</sup> La resistencia a la tensión diametral es una prueba común, aceptada para evaluar las resinas compuestas en dicho contexto.<sup>(37)</sup>

En el presente estudio fueron comparadas dos resinas compuestas idénticas pero de distinto origen de fabricación. Los promedios obtenidos en el presente estudio de resistencia a la tensión diametral fue 46,232 MPa para la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en EE.UU. y de 37,979 para la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en Brasil. Estos valores son

adecuados al compararse con el rango aceptado para estos materiales restauradores (entre 30 y 55 MPa).<sup>(7, 31)</sup>

La resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 fabricada indistintamente en Brasil o EE.UU., presenta valores de resistencia a la tensión diametral necesarios para obtener un buen comportamiento clínico del material al momento de restaurar una pieza dentaria, cuyos valores fluctúan entre 30 y 35 MPa.<sup>(38)</sup>

Valores similares a los obtenidos en este estudio han sido detectados en la literatura científica para marcas como Filtek Z250<sup>®</sup> de 3M, AM-Amelogen<sup>®</sup> de Ultradent, Esthet X<sup>®</sup> de Dentsply, entre otros.<sup>(16)</sup> En relación a lo anterior se podría establecer que independientemente si la resina compuesta TPH<sup>®</sup>3 es fabricada en Brasil o EEUU, esta va a responder adecuadamente frente a las condiciones que se presenten ya que ambas cumplen con los requisitos mínimos necesarios para un desempeño adecuado en boca.

Los resultados obtenidos en la Prueba de Resistencia a la Tensión diametral demostraron que el comportamiento mecánico de ambas resinas compuestas fue muy parecido. Por ello, a la hora de su selección, el clínico podría elegir indistintamente entre ambas, pues los resultados debiesen ser igualmente satisfactorios. Lo mencionado anteriormente avalaría la información técnica entregada por Dentsply, que afirma que ambas resinas

compuestas son iguales en calidad y características. Por lo que el producto diferiría solamente en su lugar de fabricación y embalaje.

Los resultados está avalados por un estudio realizado por Cruz y cols.<sup>(39)</sup> En este fue realizado un análisis comparativo de las resinas compuestas TPH<sup>®</sup>3 desde el punto de vista de microfiltración marginal. En este estudio tampoco fueron observadas diferencias estadísticamente significativas.

Si bien se demostró que no existen diferencias significativas para la resistencia a la tensión diametral de ambas resinas, se muestra claramente que existe la tendencia a que si se aumentara el número de muestras se generarían diferencias estadísticamente significativas.

Estudios similares presentes en la literatura internacional han utilizado un numero de muestras igual o inferior al del presente trabajo (n= 9, en promedio) <sup>(16, 37)</sup> para analizar la propiedad estudiada, esto, complementado con el costo asociado a dicho material para confeccionar un número mayor de muestras y a la dificultad para acceder a la maquinaria utilizada, llevó a determinar en el presente estudio el número inicial de muestras.

Ambos promedios de resistencia a la tensión diametral se encuentran dentro de los rangos aceptados en las especificaciones internacionales para que las resinas compuestas tengan un desempeño adecuado en el tiempo <sup>(7,</sup>

<sup>31)</sup>, aunque existe una diferencia entre el promedio obtenido con ambas resinas compuestas, según la literatura no es necesario que la resistencia del material sea mucho mas alta que la de la estructura a sustituir <sup>(7, 20)</sup>, dado lo anterior se podría suponer que ambas resinas compuestas tendrían un desempeño similar.

## CONCLUSIONES

A la luz de los resultados obtenidos en este estudio se puede concluir:

1. La resistencia a la tensión diametral promedio de la Resina Compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en Brasil fue 37,979 MPa.
2. La resistencia a la tensión diametral promedio de la Resina Compuesta TPH<sup>®</sup>3 (Dentsply) fabricada en EE.UU. fue 46,232 MPa.
3. Si bien el análisis estadístico de los resultados obtenidos con este número de muestras indicó que no existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral entre ambas resinas compuestas, la tendencia muestra que aumentando la muestra evaluada se generarían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.
4. Se rechaza la hipótesis planteada pues no existen diferencias significativas en la resistencia a la tensión diametral de la “misma Resina Compuesta” fabricada en Brasil en relación con otra fabricada en EE.UU., ambas de la misma marca comercial.



## SUGERENCIAS

Se sugiere realizar un estudio de similares características, pero con un mayor número de muestras, de modo que este sea confirmatorio de la tendencia expresada.

Dada la diferencia que pueden presentar los resultados *in Vitro* con los que se podrían obtener directamente en boca, es recomendable realizar un estudio de carácter clínico que permita evaluar a largo plazo las propiedades mecánicas de ambas resinas compuestas.

## **DATO HISTÓRICO**

Al profundizar en el contenido del presente trabajo, mas específicamente en los cementos de silicato, es interesante mencionar que estos comenzaron a ser utilizados en el año 1908, pero la literatura recién hace mención de ellos en el año 1936 con la publicación de Black “Technical Procedures” tomo II.

## RESUMEN

Se realizó un estudio comparativo *in Vitro* de la resistencia a la tensión diametral de la “misma Resina Compuesta” fabricada en Brasil en relación con otra fabricada en EE.UU., ambas de la misma marca comercial (TPH® 3 Dentsply)

Se confeccionaron 30 cuerpos de prueba divididos en dos grupos (15 para cada resina). Estos cuerpos fueron de forma cilíndrica, de 3 mm de alto, y un diámetro de 6 mm. Para ello fue utilizado un formador metálico de probetas estandarizado con las medidas antes mencionadas. Se polimerizaron los cuerpos de prueba, durante 40 seg. por cada lado, con una con lámpara de fotocurado marca Elijar 3M® ESPE, en contacto íntimo con el porta-objeto.

Cada cuerpo de prueba fue sometido al Test de Tensión Diametral usando una Máquina de Tracción o Tensiómetro marca Tinius OLSEN H5K-s. Cada cuerpo de prueba fue dispuesto en forma diametral sobre la platina de carga, para luego ser comprimidos a una velocidad de desplazamiento de 1 cm/min, hasta el momento de su fractura.

Los resultados obtenidos fueron un promedio de 46,232 MPa para la resina compuesta TPH<sup>®3</sup> (Dentsply) fabricada en EE.UU. y 37,979 para la resina compuesta TPH<sup>®3</sup> (Dentsply) fabricada en Brasil.

Al tener estos resultados una distribución normal, se aplicó un análisis estadístico mediante el Test T-Student, si bien el análisis estadístico de los resultados obtenidos con este numero de muestras indico que no existen diferencias significativas (p-valor: 0,058) con respecto a la resistencia a la tensión diametral entre ambas resinas compuestas, la tendencia muestra que aumentando el numero de muestras a evaluar, se generarían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Bader M., Astorga C., Baeza R., Ehrmantraut M., Villalobos J., "Biomateriales Dentales", Tomo 1, Propiedades Generales, Primera Edición, Cap. 1, Pág. 1 -10, 1996.
2. Urzúa I., Stanke A., Mariné A., "Nuevas estrategias en cariólogía", Facultad de Odontología Universidad de Chile, Cap. 1, Pág. 10 – 15, 1999.
3. Rubio E., Cueto M., Suárez R., Frieyro J, "Técnicas de Diagnóstico de la Caries Dental, Descripción, indicaciones y valoración de su rendimiento", Bol Pedriat.; 46: 23-31, 2006.
4. Henostroza G., Arana A., Bernabé E., et al. "Diagnóstico de caries", Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú, Lima, 2005.
5. Barrancos J., Operatoria Dental, 4 edición, Cap. 35, Pág. 727 – 743, Cap. 40, Pág. 843 – 846, Cap. 1, Pág. 1 – 4, Cap. 37, Pág. 771 – 776, Cap. 38, Pág. 784 – 785, 2006.
6. Macchi R., " Materiales dentales fundamentos para su estudio", 2ª Edición, Editorial Medica Panamericana, Buenos Aires, Cap. 2, Pág. 21 -28, 2006.
7. Correa D. "Obtención y Caracterización de Composites Dentales Fotopolimerizables", Trabajo de Diploma, Universidad de la Habana Cuba, Junio 2002.

8. Sturdevant, Operatoria Dental Arte y Ciencia, Tercera edición, Cap. 5, Pág. 169 – 170, Cap. 6, Pág. 253 – 265, Cap. 16, Pág. 534 – 536, 1996.
9. Bello A, Jarvis R, “A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth”, The Journal of Prosthetic Dentistry; 78:437-440. 1997.
10. Phillips R. “Ciencia de los Materiales Dentales Fundamentos para su estudio”, Segunda Edición, Editorial Mc Graw-Hill Interamericana, Cap. 1, Pág. 1-12, 1998.
11. Craig R., O'Brien W., Powers J., “Materiales dentales, Propiedades y Manipulación”, 6ª Edición, Editorial Mosby, Cap. 2, Pág. 10 – 26, Cap. 4, Pág. 55 – 63, 1999.
12. Jack L. “Materials in Dentistry principles and applications”, 2ª Edición, Editorial Lippincott Williams & Wilkins, EE.UU., Cap 1, Pág. 1-7, 2001.
13. Lindberg A., “Resin Composites Sandwich Restorations and Curing Techniques”, Department of Dental Hygienist Education, Faculty of Medicine, Umeå University, Sweden, 2005.
14. Aaron D., James D., Chaterjec P., “Direct Composite Restorative Materials”, Dent Clin N Am; 51: 659-675. 2007.
15. Dietschi D., “Restauraciones adhesivas no metálicas”, 2ª Edición, Editorial Masson, Barcelona, 1998.

16. Della Bona A., Benetti P., Borba M., Cecchetti D., "Flexural and Diametral tensile strength of composite resins", *Braz Oral Res*; 22 (1): 84-89. 2008.
17. García A., Martínez M., Cabanes J., Barjau., A., "Resinas Compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clinicas", *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*; 11: 215-220, 2006.
18. Saavedra P., "Comparación *"in Vitro"* del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos single bond y Amper single bond 2", Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2006.
19. Wakefield C., Kofford K., "Advances in Restorative Materials". *Dent Clin N Am*; 45: 7-27. Enero 2001.
20. Lahoud V., "Rendimiento Clínico de las Resina Compuestas, Factores que intervienen", Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 1993.
21. Murill C., "Nuevos Materiales Restaurativos: Contracción por fotopolimerización y adaptación marginal del ormocer admira y el composite nanohíbrido Filtek Z350, Estudio comparativo", *Revista IDental, Universidad Latinoamericana de Ciencia y Tecnología*, 1 (1): 37-50, 2008.
- 22- William J., Schwarts R., "Fundamentals of operative dentistry, a contemporary approach", 2ª Edición, Quintessence Publishing Co., Illinois, 2001, Chapter 9.

23. Ruiz JM., Ceballos L., Osorio R., Toledano M., García F., “Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos”, Av. Odontoestomatol; 19-6: 291-297. 2003.
24. Wang L., D`Alpino P., Lopes L., Pereira J., “Mechanical Properties of Dental Restorative Materials. Relative Contribution of Laboratory Test”, J Appl Oral Sci; 11 (3): 162-167. 2003.
25. Huysmans M., Van der Varst P., Lautenschlager E., Monaghan P., “ The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials”, Dent Mater; 12: 116-120, March 1996.
26. Terry D., Leinfelder K., “Composite resin restorations: a simplified approach”, Private Dentistry April 2008.
27. Bahamondes V., Supervisora Clínica Dentsply Chile, Comunicado personal, Septiembre 2008.
28. Sang J.,” Manual Técnico Dentsply para su producto TPH3”, Sept. 15, 2004.
29. Atai M., Nekoomanesh M., Hashemi S.A., Amani S., “Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer”, Dent. Mater; 20: 663-668, 2004.



30. Barceló F., Y Sato M., Sánchez J., Serrano J., Guerrero J., “Estudio comparativo de ionómeros de vidrio y reforzados con metal”, Rev. ADM, Vol. 56, No. 5, pag. 177-181, Septiembre-Octubre 1999.
31. Medeiros I., Gomes M., Loguercio A., Filho L., “Diametral Tensile Strength and Vickers Hardness of a Composite after storage in different solutions”, Journal of Oral Science,; Vol 49, Nº 1: 61-66, 2007.
32. Veranes Y., Aufran F., Álvarez R., Gil F., “Determinación de la profundidad de curado y propiedades mecánicas de composites dentales fotopolimerizables experimentales”, RCOE; v.10 n.2, Madrid mar.-abr. 2005.
33. Rymkiewicz S., “Environmental Failure of Dental Biomaterials”, Advances in Mater. Sci.; Vol 7, Nº1, Mar. 2007.
34. Hair, JF; Anderson, RE; Tatham, RL; Black, WC Análisis multivariante. Edit. Prentice-Hall. Madrid. 2001.
35. R.B. D’Agostino and M.A. Stephens, Eds. (1986). Goodness-of-Fit Techniques, Edit. Marcel Dekke, Inc. New YorkR.B. D’Agostino and M.A. Stephens, Eds.. Goodness-of-Fit Techniques, Edit. Marcel Dekke, Inc. New York.1986.
36. Díaz, VP. Metodología de la Investigación Científica y Bioestadística. RIL Editores. Santiago de Chile.2006.

37. Sa Maia D., Cia C., Maffei L., Tadeo C., "Diametral Tensile Strength of composite resins submitted to different activation techniques", *Braz Oral Res*; 20: 214-218, 2006.
38. Armalo A., Antunes P., "Reciprocating wear test of dental composites against human teeth and glass", *Science Direct; Wear* 263: 1095-1104, 2007.
39. Cruz J., "Análisis comparativo in vitro del grado de microfiltración marginal de dos Resinas Compuestas, de distinto origen de fabricación y de una misma marca comercial". Trabajo requisito para optar al Título de Cirujano Dentista, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 2008.