

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Posgrados

**Evaluación de la resistencia flexural de resinas compuestas
precalentadas utilizadas como agente cementante en
restauraciones indirectas**

**CRISTIAN FERNANDO PALACIO MENDIETA
NANCY MENA CÓRDOVA, Dra., Directora de Tesis**

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de
Especialista en Rehabilitación Oral

Quito, julio de 2014

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Posgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

**Evaluación de la resistencia flexural de resinas compuestas
precalentadas utilizadas como agente cementante en
restauraciones indirectas**

CRISTIAN FERNANDO PALACIO MENDIETA

Nancy Mena Córdova, Dra. Ms. Esp.
Directora de Tesis

.....

Cristina Burbano, Dra. Esp.
Miembro del Comité de Tesis

.....

Pablo Proaño, Dr. Med. Dent.
Miembro del Comité de Tesis

.....

Dicson Andrade, Dr. Esp.
Miembro del Comité de Tesis

.....

Mauricio Tinajero, Dr. Esp. Ph. D.
Director-Tutor Académico y
Metodológico de Tesis

.....

Fernando Sandoval, Dr. Ms. Esp.
Decano del Colegio de Odontología

.....

Víctor Viteri, Ph. D.
Decano del Colegio de Posgrados

.....

Quito, julio de 2014

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído la Política de Propiedad Intelectual de la Universidad San Francisco de Quito y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo de investigación quedan sujetos a lo dispuesto en la Política.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma:

Nombre: Cristian Fernando Palacio Mendieta

C. I.: 1103326433

Fecha: Quito, julio de 2014

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mis padres, Angel e Hilda, y hermana, Ismenia.

Gracias por el infinito apoyo,

Éste entre otros logros sólo fue pensando en ustedes

GRACIAS.

AGRADECIMIENTOS

A mis maestros.

Gracias por su tiempo, por su apoyo así como por la sabiduría que me transmitieron en el desarrollo de mi formación profesional.

En especial a la Dra. Nancy Mena por su asesoría, el tiempo brindado y contribución en el desarrollo de esta investigación.

RESUMEN

El propósito de este estudio fue evaluar mediante pruebas de compresión la resistencia flexural de resinas compuestas precalentadas utilizadas como agente de cementación de restauraciones indirectas. La muestra estuvo constituida por 45 bloques de resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar) tono A1 elaborados según las especificaciones de la norma ISO 4049; 25mm de longitud, 2mm de espesor y 2mm de ancho. Fueron considerados siete grupos: el grupo control (bloques de resina sin precalentar), grupo A, B, C, D, E y F constituidos de bloques elaborados de resina precalentada en agua a 60°C por un tiempo de 10, 20, 30, 40, 50 y 60 minutos respectivamente. Posteriormente los bloques de resina fueron colocados en un dispositivo de soporte con dos columnas paralelas separadas 20mm y cargadas en el centro hasta que ocurra la fractura de cada bloque. Los datos recopilados tras la prueba de resistencia de flexión se analizaron, pudiendo concluir que el incremento de temperatura produce un aumento en la resistencia a la flexión de las resinas compuestas y que la misma puede ser utilizada consecutivamente para realizar restauraciones directas luego de haber sido sometida a múltiples cambios de temperatura.

Palabras clave: resistencia flexural, agente de cementación, resina compuesta.

ABSTRACT

The purpose of this study was evaluated by testing the flexural strength of compression composites preheated bonding agent used as indirect restorations. The sample consisted of 45 blocks of resin composite Tetric N-Ceram (Ivoclar) A1 tone produced according to the specifications of the ISO 4049 standard; 25mm long, 2mm thick and 2mm wide. Were considered seven groups: control group (resin blocks without preheating), group A, B, C, D, E and F formed of blocks made of resin pre-heated in water at 60 ° C for a time of 10, 20, 30 , 40, 50 and 60min respectively. The blocks of resin were placed in a holding device with two parallel columns spaced 20mm and loaded in the center until fracture occurs in each block. Data collected after the flexural test were analyzed, and may conclude that the increase in temperature causes an increase in the flexural strength of the composite resin and the same can be used for direct restorations consecutively after being subjected multiple temperature changes.

Keywords: flexural strength, cementing agent, composite resin.

TABLA DE CONTENIDOS

	Página
Derechos de autor.....	4
Dedicatoria.....	5
Agradecimientos.....	6
Resumen.....	7
Abstract.....	8
Tabla de Contenidos.....	9
Lista de Tablas.....	12
Lista de Gráficos.....	12
Lista de Figuras.....	13
1. INTRODUCCIÓN.....	14
2. JUSTIFICACIÓN.....	26
3. OBJETIVOS.....	28
3.1 Objetivo general.....	29
3.2 Objetivos específicos.....	29
4. MARCO TEÓRICO.....	30
4.1 Restauraciones anteriores de porcelana adherida.....	20
4.1.1 Perspectiva histórica.....	30
4.1.2 Indicaciones para laminados cerámicos.....	35
4.1.3 Contraindicaciones para laminados cerámicos.....	38

4.2 Cementación adhesiva.....	40
4.3 Técnica de cementación “Noah”	45
4.4 Resinas compuestas.....	47
4.4.1 Composición de la resina.....	50
4.4.1.1 Matriz orgánica.....	50
4.4.1.2 Partículas inorgánicas.....	51
4.4.1.3 Agentes de unión o de acoplamiento.....	52
4.4.2 Clasificación de las resinas compuestas.....	53
4.4.2.1 Clasificación acorde con la viscosidad.....	53
4.4.2.2 Clasificación acorde con el sistema de polimerización...	54
4.4.2.3 Clasificación de acuerdo con el tamaño de las partículas.....	57
4.4.3 Propiedades físicas de las resinas compuestas.....	59
4.4.3.1 Absorción hídrica.....	59
4.4.3.2 Expansión térmica.....	61
4.4.3.3 Porosidad.....	61
4.4.4 Propiedades mecánicas de las resinas compuestas.....	61
4.4.4.1 Módulo de elasticidad.....	62
4.4.4.2 Resistencia a la fractura.....	63
4.4.4.3 Resistencia a la tracción.....	64
4.4.4.4 Resistencia a la tracción diametral.....	65
4.4.4.5 Resistencia a la compresión.....	65
4.4.4.6 Resistencia a la fatiga.....	66
4.4.4.7 Dureza superficial.....	67
4.4.4.8 Resistencia al desgaste.....	69

4.4.4.9 Resistencia a la flexión.....	71
4.5 Composite precalentado.....	79
5. HIPÓTESIS.....	81
6. METODOLOGÍA.....	82
6.1 Diseño de estudio.....	82
6.2 Materiales.....	82
6.3 Muestras.....	83
6.3.1 Criterios de inclusión.....	86
6.3.2 Criterios de exclusión.....	87
6.3.3 Grupos de estudio.....	88
6.4 Elaboración de muestras.....	89
6.4.1 Nomenclatura y almacenamiento de muestras.....	99
6.5 Prueba de Resistencia Flexural.....	99
7. RESULTADOS.....	102
8. DISCUSIÓN.....	105
9. CONCLUSIONES.....	111
10. RECOMENDACIONES.....	112
11.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113
12.ANEXOS.....	117

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 1.	88
Tabla 2.	102
Tabla 3.	103
Tabla 4.	103

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1.	72
Gráfico 2.	104

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1.	83
Figura 2.	84
Figura 3.	85
Figura 4.	85
Figura 5.	86
Figura 6.	86
Figura 7.	87
Figura 8.	87
Figura 9.	90
Figura 10.	90
Figura 11.	91
Figura 12.	93
Figura 13.	94
Figura 14.	95
Figura 15.	97
Figura 16.	98
Figura 17.	99
Figura 18.	100
Figura 19.	100
Figura 20.	101
Figura 21.	101

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad vivimos en una sociedad cada vez más preocupada con la apariencia estética, imponiéndose en muchas ocasiones este aspecto al meramente profesional. La cara es la primera parte que se ve cuando nos relacionamos; por ende, la expresión facial es el aspecto más significativo en la estética ya que cualquier defecto puede inducir el rechazo del observador o incluso, en numerosas ocasiones, inseguridad o complejos en la persona que lo posee. Este es el motivo por el que debemos brindar a nuestros pacientes una atención exclusiva en las técnicas estéticas que año tras año se vienen desarrollando. Según Rábago-Vega (2005), el progreso de los composites, así como la evolución de las cerámicas, es un fiel exponente de las demandas de la población. Así, las carillas de porcelana se han ido abriendo camino entre las diferentes técnicas reconstructivas de la sonrisa.

Peña, (2003) considera que la continua mejora de los materiales y técnicas protésicas ha permitido que el aspecto estético de algunas restauraciones se fundamente en la cerámica sin metal, tanto para los dientes anteriores como, con menos indicaciones, en posteriores. Varios autores han revisado la cuestión y concluyeron con que el empleo de estos materiales es adecuado y fiable en clínica. Estos datos han hecho posible el tratamiento con carillas de porcelana como una forma eficaz y segura para conseguir y mejorar la estética del sector anterior.

Las variaciones del color o morfología de los dientes del sector anterior, han requerido, en la mayoría de las situaciones, soluciones tanto desde un punto de vista estético como funcional. Anteriormente, los tratamientos radicaban en el uso

de coronas de metal porcelana de alta resistencia, con el resultante desgaste de la totalidad del esmalte y parte de la dentina. Ahora disponemos de procesos más moderados y con resultados estéticos muy agradables, como son las carillas de porcelana, siendo una de las técnicas más reconocidas y publicadas de la actual Odontología restauradora. Las sugeridas carillas, son unas delgadas capas de porcelana aplicadas a la superficie vestibular de los dientes y cementadas a ellos mediante técnicas de grabado ácido.¹

Los avances más conmovedores de la Odontología se han dado durante la década pasada. La Implantología oral, la regeneración tisular guiada y las restauraciones adhesivas son los puntos de crecimiento importante de las áreas clínicas y de investigación. No obstante, el gran desarrollo de los materiales dentales y la tecnología ha originado, igualmente, la presencia de muchos productos dentales en el mercado. En la actualidad, tanto el dentista como el protésico dental se enfrentan con problemas para optar el tratamiento correcto debido al creciente número de modalidades posibles. Al mismo tiempo, la expansión de la tecnología no siempre conlleva una reducción y un abaratamiento de precios. La prudencia y la sabiduría han de combinarse con el conocimiento y el progreso y es así cuando, ciertamente, mejoramos el bienestar de nuestros pacientes.²

Cuando se indican las restauraciones rígidas periféricas parciales del sector anterior o carillas estéticas, es preciso saber la o las causas que crea el desequilibrio estético en nuestro paciente. Pueden presentarse factores relacionados a: alteraciones del color, variaciones de forma, variaciones posicionales y funcionales, alteraciones de la estructura dentaria, entre otras. No

obstante, como en toda rehabilitación, también existen contraindicaciones, entre las principales se encuentran pacientes bruxómanos, en pacientes que presenten mordida borde a borde, igualmente en piezas dentarias con muy alta intensidad de color ya que las carillas no lograrán enmascarar a éste. También en pacientes que no cumplan con el principio de oclusión mutuamente protegida, por falta de piezas o que no presenten un soporte oclusal posterior correcto. Finalmente en donde no exista una armonía con los tejidos blandos peridentarios por irregularidad o falta de estabilidad.³

Las carillas de cerámica aportan al odontólogo una manera eficaz de tratamiento estético. Inclusive aunque la estética no sea el objetivo fundamental, deberá tenerse en cuenta. La modificación de la forma, posición y color de los dientes anteriores produce cambios significativos en la sonrisa, lo que, a su vez, puede favorecer a mejorar la personalidad y la vida social de los pacientes. Las carillas de porcelana, primeramente usadas para tratar los diferentes tipos de decoloración del diente, han sido poco a poco sustituidas en ciertos casos por procedimientos más conservadores como el blanqueamiento químico y las micro y megabrasión. Sin embargo, este adelanto no implica una disminución de las indicaciones de las restauraciones de cerámica adherida.²

Las carillas de porcelana radican según Rábago-Vega (2005), en una lámina respectivamente fina de cerámica que se adhiere a la superficie vestibular de los dientes anteriores mediante resina compuesta y cuya única finalidad es la estética. Ahora se considera una de las técnicas de reconstrucción indirecta con resultados más favorables, tanto por su permanencia como por su aspecto estético.

La integridad estructural de los dientes sanos se manifiesta en parte por la estructura de la unión dentina-esmalte (UDE) y las propiedades que esta estructura concede al conjunto. El esmalte y la dentina considerados de forma aislada no manifiestan cualidades mecánicas destacadas. No obstante, cuando se unen en la UDE forman una estructura única y específica que puede asegurar una inmejorable funcionalidad y la transferencia del estrés durante toda la vida. Igualmente se puede indicar que de las restauraciones de porcelana adheridas, y la UDE es la referencia para el complejo restaurador cerámica-composite-diente.²

Una de las grandes ventajas de las carillas de cerámica según Peña (2003), es su estética muy elevada. La ausencia de metal en la preparación protésica junto con el grosor de la cerámica empleada permite una transmisión óptima de la luz, que se va a reflejar en la dentina subyacente de manera similar a la del diente sano. El resultado estético es óptimo. Su color parece natural y es estable a largo plazo pues no se altera por ninguna circunstancia mientras no se fracture, y por supuesto si se sigue un protocolo ordenado durante su elaboración y colocación.

Las carillas de porcelana, constituyen una de las mejores elecciones para la reconstrucción estética de los sectores visibles de la boca por su estabilidad, por la preservación de tejidos dentarios sanos, por la excelente tolerancia de la encía y por la extensa aprobación por parte de los pacientes. Actualmente existe en el mercado una gran variedad de materiales que sirven para la cementación de las restauraciones indirectas como en este caso de carillas, sin embargo, Pascal Magne propone utilizar como agentes cementantes los composites fotopolimerizables para restauraciones directas (microhíbridas).²

Un composite es el producto proveniente de la combinación de dos o más componentes químicamente diferentes mostrando características intermedias de las propiedades de los componentes que la originan. La resina compuesta odontológica es un composite hecho por una matriz orgánica (monómeros, iniciadores, modificadores de color, entre otros), una matriz inorgánica (carga) y un agente de unión.⁴

Uno de los propósitos de las técnicas y de los materiales odontológicos restauradores es la reproducción fiel de las características de los dientes naturales, como son su color y su forma. La exploración de un material directo con características recomendables similares a la estructura dentaria llegó en el desarrollo de las resinas compuestas. Varios años de investigación fueron necesarios para que algunas desventajas originarias de este material, como el alto coeficiente de expansión térmica, enorme desgaste, absorción de agua, decoloración y alta contracción de polimerización, fueran disminuidas. Algunas de esas características, que son esenciales a un material orgánico, continúan siendo el foco de investigaciones actualmente. Previamente de la llegada del acondicionamiento ácido del esmalte introducido por Buonocore en 1955 y del desarrollo de los sistemas adhesivos dentales, la restauración de las cavidades únicamente podía realizarse a expensas de retenciones macromecánicas en las cavidades. Eso restringía la preservación del tejido dental sano, pues las cavidades necesitaban ser adaptadas en cuanto a extensión y profundidad para permitir la retención del material restaurador.⁴

Indudablemente, la adhesión a los tejidos dentales introducido por el químico suizo Oscar Hagger en 1949, es la responsable de las más significativas

innovaciones producidas en el ejercicio de la Odontología en toda su historia, y exclusivamente a partir de la última mitad del siglo XX.

La adhesión es la fuerza que conserva unidos dos sustancias o sustratos de distintas composiciones, desde que sus moléculas estén en íntimo contacto. Dentro de los mecanismos que permiten este fenómeno, la interacción mecánica es la más defendida en la Odontología adhesiva. La adhesión parece depender de la presencia de irregularidades en el sustrato, del potencial de los monómeros en entrar dichas irregularidades, de la posibilidad de escape del aire presente en los poros mientras el material penetra, y de la capacidad de polimerización en ese lugar. Tres elementos son considerados primordiales para el establecimiento de una íntima unión entre el adhesivo (sustancia) y la estructura dental (sustrato) y la consecuente adhesión micromecánica: potencial de humectancia o difusión del adhesivo, viscosidad del adhesivo y rugosidad superficial del sustrato. El apareamiento y perfeccionamiento de los sistemas adhesivos cambiaron totalmente la práctica de la Odontología. Dicha revolución no sólo afectó los conceptos de las preparaciones cavitarias, sino que además permitió una mayor conservación de la estructura dental remanente sana, siendo este el logro más importante de estos materiales. El primer impulso para la era adhesiva fue dado a partir del apareamiento del acondicionamiento ácido en el esmalte. Esta técnica ayudó en gran medida para perfeccionar el sellado marginal de las restauraciones de resina compuesta con márgenes situados en esmalte. El éxito de la técnica adhesiva en dentina tomó más tiempo para afianzarse, debido a las diferencias morfológicas y fisiológicas de la dentina en comparación con el esmalte. No

obstante, su uso ahora es esencial y seguro en el ejercicio de los procedimientos restauradores y preventivos.⁴

La adquisición de los sistemas adhesivos y su gran aplicación hacen que esos productos sean experimentados exhaustivamente y que los fabricantes proyecten continuamente al mercado, nuevas formulaciones, siempre con el propósito de facilitar su uso y optimizar su desempeño.⁵

Las resinas compuestas proporcionaron un gran paso para convertirse en un material de uso extenso y generalizado, cuando el sistema de polimerización química fue sustituido por el método de polimerización física. El cambio del sistema del tipo pasta-pasta para un material activado por luz visible y disponible en un recipiente único no solo facilitó el uso de las resinas sino que además extendió las posibilidades estéticas, ya que se facilitó el uso de los agregados con diferentes colores.

El avance de la resina compuesta, agregado a las técnicas de adhesión en esmalte y dentina, permite procedimientos restauradores adhesivos que combinan estética, biocompatibilidad, propiedades físicas satisfactorias y la posibilidad de elaboración de restauraciones más moderadas. Conjuntamente, la posibilidad de trabajos que consigan ser concluidos en una sola sesión clínica y con costo relativamente bajo convierte a las restauraciones directas con resina compuesta en un procedimiento realmente interesante tanto para el profesional como para el paciente. La investigación por un material restaurador con propiedades mecánicas y estéticas agradables ya tiene décadas. Las características propicias de las resinas compuestas hacen que, hoy por hoy, sean utilizadas en las restauraciones por las técnicas directa, semidirecta e indirecta, en dientes

anteriores y posteriores. No obstante, aún con todas las mejoras que las resinas compuestas actuales presentan, se puede anunciar que, en el futuro, las modificaciones van a reaparecer a esos materiales aún más fascinantes, sea por optimizar sus propiedades, o por facilitar su uso. Igualmente otro factor a ser observado es que las técnicas que utilizan los sistemas adhesivos y las resinas compuestas deben estar rodeadas de cuidados para que el éxito sea alcanzado. En este contenido, el conocimiento de esos materiales, el adiestramiento y la actualización de la técnica son fundamentales para que las restauraciones puedan desempeñar su papel de restituir forma, función y estética por el mayor tiempo posible.⁵

Entre los diferentes materiales que se utilizan para cementación de restauraciones indirectas se encuentran los cementos resinosos los mismos que pueden clasificarse tomando en cuenta varios criterios, pero puede ser útil considerarlos según sus sistema de activación en: activados químicamente, fotoactivados y de activación doble (dual).⁶

Dentro de esta clasificación y considerando las carillas indirectas se tomarán en cuenta los cementos resinosos fotoactivados, que tienen en su composición moléculas sensibles a la luz (canforquinona), que absorben energía luminosa y reaccionan con las aminas para formar radicales libres que inician la reacción de polimerización. Como estos cementos no tienen activador químico, el profesional es el que establece el tiempo de trabajo, de manera que sea posible verificar el ajuste, el asentamiento y la remoción del excedente de cemento con más sutileza. Este tipo de cementos tienen su mejor indicación en la fijación de carillas de porcelana y resina compuesta o también para otros tipos de restauraciones

indirectas que permitan el paso de la luz y la adecuada fotopolimerización del cemento. Dentro de las grandes ventajas de estos cementos son la estabilidad de color y sobre todo el tiempo de trabajo ilimitado, y la desventaja de estos cementos son su indicación limitada. En el mercado podemos encontrar diferentes productos como: Calibra (Dentsply), Choice (Bisco), Enforce (Dentsply), Illusion (Bisco), Nexus II (Kerr), Rely X Veener (3M-Espe), Variolink II (Ivoclar Vivadent) entre otros.⁶

Las resinas compuestas tradicionales tienen considerables ventajas debido a su fácil manipulación (tiempo de trabajo extenso, consistencia idónea), propiedades físico mecánicas favorables y estabilidad del color. El proceso de cementación de carillas de porcelana que propone Magne consiste en colocar la jeringa de resina compuesta dentro en una bolsa de plástico y sumergirla en agua templada, lo que producirá la reducción del grosor de la película, cabe recordar que la viscosidad de las resinas de composite está inversamente relacionada con la temperatura (Magne, 2004). Una vez realizado este procedimiento la jeringa de resina estará lista para ser utilizada como agente de cementación.²

Las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas son: absorción hídrica, expansión térmica, porosidad, resistencia a la compresión, módulo de elasticidad, resistencia a la tracción, dureza, resistencia a la abrasión y resistencia a la flexión.⁷

La resistencia a la flexión (resistencia transversal o el módulo de ruptura), es la propiedad mecánica de la resina compuesta que se considerará en el presente estudio, y que es, fundamentalmente, una prueba de resistencia que consiste en una barra sujeta a ambos lados, sometido a una carga estática. En otras palabras,

la resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura.⁸

Algunas propiedades mecánicas son utilizadas para comparar las categorías de resinas compuestas existentes en el mercado. Dentro de ellas podemos citar: resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia a la tracción diametral, módulo de elasticidad, entre otras. Todas estas propiedades tienen la función de forjar o acercar el comportamiento clínico de los materiales que serán utilizados en la cavidad bucal.

En el test de resistencia a la flexión según Reinhardt et al. (1994), se desarrollan tensiones complejas: tracción, compresión y cizallamiento, similar a aquellas que pueden causar la fractura del cuerpo de una restauración. Así que la flexión sería la propiedad más recurrida en la comparación del desempeño de los materiales restauradores estéticos. Restauraciones clase II con extensión MOD, son sujetas a tensiones complejas como aquellas que ocurren en un test de flexión. Otra propiedad igualmente bastante empleada, es el módulo de elasticidad que está vinculado a la rigidez del material. Algunos métodos son empleados para medir esa propiedad, lo que conduce discrepancias en los valores encontrados en libros y artículos científicos. Una resina compuesta con bajo módulo de elasticidad se puede deformar y fracturar frente a las tensiones masticatorias. Así mismo, materiales, con rigidez excesiva absorben muy poco las tensiones derivadas de las cargas masticatorias y tienen el inconveniente de trasladar casi la totalidad de las tensiones del impacto a la interfase de unión y a las estructuras duras del diente.

La resistencia a la flexión de un material pertenece a su capacidad de resistir a la curvatura, este tipo de tensión es bastante común en la cavidad bucal, especialmente cuando prótesis fijas son fabricadas en ella. Esta prueba también es llamada de resistencia a la curvatura o resistencia transversal.

Para valorar la resistencia de un material a este tipo de prueba, es preciso según Muench et al., (2005), aplicar una carga continua en el centro de una barra soportada por dos apoyos hasta que se dé la fractura de la probeta. Tensiones de compresión son provocadas en la superficie de aplicación de la carga y tensiones de tracción son inducidas en el lado opuesto. Las dimensiones normalizadas por la International Organization for Standardization (ISO) para confección de este tipo de probeta es de 25mm de longitud, 2mm de altura y 2mm de ancho, aunque cuerpos menores para materiales como resinas compuestas han sido recomendados.⁴

La resistencia a la flexión es calculada a través de la siguiente fórmula $\frac{3Fl}{2bd^2}$; donde: F= es la carga necesaria para la fractura, l= es la distancia entre los soportes fijos, b= es la altura de la probeta, d= es el ancho del cuerpo de la probeta. En base a esta fórmula, queda claro que el aumento de ancho de la probeta tiene un efecto marcante en el aumento de la fuerza necesaria para causar la fractura del mismo. Esto es respectivamente importante durante la confección de retenedores de prótesis parciales removibles y en las dimensiones entre la unión de un puente y un retenedor en una prótesis parcial fija, principalmente para materiales frágiles.⁴

Los procedimientos para fijar restauraciones indirectas y prótesis dentales, se han visto altamente beneficiados por el surgimiento de agentes de cementación

adhesivos, cuya progresiva importancia las ha consolidado como uno de los aliados más valiosos para ejecutar tratamientos restauradores y prostodóncicos. Sin embargo, su puesta en práctica, por ser especialmente rigurosa, podría constituirse más bien en un enemigo potencial, de no efectuarse adecuadamente los principios y fundamentos que sustentan las técnicas, más allá del desarrollo de destrezas. Esto, tal vez, se vuelve crítico en cuanto al proceso de cementación con agentes adhesivos, ya que para ello la industria ha inventado una diversidad de materiales tan extensa que a menudo pueden confundir al clínico, especialmente si éste no se mantiene firmemente actualizado.⁹

Considerando los tiempos de cementación, podemos mencionar que el control del tiempo de trabajo, está prácticamente definido por el profesional, siempre y cuando se utilicen cementos resinosos fotoactivados. Cuando se usan los cementos activados químicamente, el tiempo de trabajo oscila entre 2 y 4 minutos y el tiempo final de reacción entre 4 y 8 minutos. Con los cementos de activación doble, el tiempo de trabajo durante la reacción química, antes de hacer la fotoactivación, en la mayoría de los productos, oscila entre 4 y 7 minutos.⁶

Finalmente, se ha tomado en cuenta lo antes mencionado para realizar el presente estudio, el cual está encaminado en evaluar si el proceso de precalentado de las resinas compuestas utilizadas como agentes cementantes sufren cambios o alteraciones en sus propiedades mecánicas, específicamente, en la resistencia flexural, es por eso que mediante procesos de compresión se determinará si la misma resina sirve para realizar restauraciones directas.

2. JUSTIFICACIÓN

El uso de las carillas de porcelana como restauración estética definitiva es el producto de más de 30 años de estudios fundamentados en los trabajos de grabado ácido, agentes de unión y técnicas de restauración estética. Las características del procedimiento han permitido diseñar, de una forma más racional, conservadora y estética, numerosos inconvenientes tanto desde un punto de vista estético como funcional.¹

La restauración de las caras labiales mediante carillas de porcelana constituye el mejor tratamiento estético conservador que un odontólogo puede ofrecer a un paciente con manchas, cambios de color, tinciones u otras ligeras anomalías en la parte visible de los dientes. Tanto la estética perfecta así como la estabilidad de forma y color y sobretodo la gran resistencia al despegamiento hacen de las carillas de porcelana el tratamiento de elección. Esto se debe ahora al rápido desarrollo de la tecnología de las cerámicas, lo que permite a los fabricantes conseguir materiales con un gran potencial de imitación de la naturaleza.¹⁰

Corregir situaciones clínicas mediante el uso de materiales estéticos restauradores es una situación actual y los procedimientos adhesivos indirectos establecen una parte central entre las numerosas modalidades de tratamiento disponibles. Una serie de factores interdependientes establece el éxito clínico de las restauraciones indirectas, entre ellos, la acertada selección y manejo del agente de cementación.⁶

Los diferentes procesos adhesivos suponen el uso de una técnica compleja y al mismo tiempo el conocimiento de los distintos sistemas adhesivos que vayan a

ser empleados por el clínico. En los últimos años se han presentado en el mercado sistemas adhesivos, cada vez más cómodos de manejar, con menor número de pasos con el propósito de facilitar la técnica, se debe tener en cuenta que cuantos más pasos y más dificultad haya para ejecutar un trabajo, más fácil es que se cometa algún error en cualquiera de los pasos realizados.¹¹

El éxito concluyente de la adhesión se fundamenta en la adecuada preparación y el correcto acondicionamiento de las superficies abarcadas, dicho acondicionamiento debe encaminar a una unión perdurable entre el sustrato y el cemento de composite. La selección de este último plantea un inconveniente decisivo; debido a su capacidad de fluir y a la polimerización dual son seleccionados, erradamente, a los cementos de composite más viscosos y exclusivamente fotopolimerizables. No existen estudios probados que hayan excluido el beneficio clínico de ambos materiales. No obstante, nadie discute del hecho de que es trascendental disponer del suficiente tiempo de trabajo para el correcto asentamiento de la restauración y para eliminar cuidadosamente los excedentes de resina. Tomando esto en cuenta, los cementos duales se encuentran sujetos a polémica: su capacidad de autopolimerización es contrariamente proporcional al tiempo de trabajo y su capacidad para fluir obstaculiza mucho la eliminación del exceso de resina. Otra dificultad de los composites de polimerización dual es el compromiso que se forma entre el grado de conversión y la inestabilidad del color debido a la degradación de las aminas.

En relación a lo anteriormente mencionado, se ha formulado utilizar como agentes cementantes los composites fotopolimerizables restauradores (microhíbridos), inclusive para inlays de cerámica. Está verificado que las resinas

duales no tienen ventajas sobre las resinas únicamente de fotopolimerización, con relación a la tasa de polimerización, cuando cada superficie proximal restaurada se polimeriza durante un mínimo de 120 segundos. Para el proceso de cementación debe seleccionarse preferentemente un composite neutro que permita la redistribución de la luz y una polimerización profunda, relacionado con la luminosidad inherente de la propia restauración. Es importante tener presente que la viscosidad de las resinas de composite está inversamente relacionada con la temperatura. Lo que se recomienda es guardar la jeringa de composite dentro de una bolsa cerrada y sumergida en agua templada reducirá el grosor de la película y facilitará la cementación.²

Los restauraciones indirectas tipo carillas de porcelana colocadas en los dientes experimentan algunos tipos de estrés mecánico. A más de las cargas funcionales deben tenerse en cuenta la contracción de polimerización del cemento de composite y los notables cambios térmicos que ocurren en la cavidad oral.

El proceso de precalentamiento de las resinas compuestas, ya sea, sumergiéndolas en agua templada o utilizando algún calentador de compuesto dental, se realiza justamente para mejorar la viscosidad de la misma. Tomando en consideración este fenómeno, el presente estudio se realizará para evaluar si el proceso de precalentamiento de la resina que se utilizará como agente de cementación para carillas de porcelana sufre cambios en sus propiedades, y determinar específicamente si la misma resina podrá ser utilizada para la elaboración de restauraciones directas.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

- ✚ Evaluar en un estudio in-vitro la resistencia a la flexión de resinas compuestas precalentadas; determinar mediante pruebas de compresión si estas resinas utilizadas como agente de cementación experimentan alteraciones en sus propiedades mecánicas y establecer si éstas pueden ser utilizadas posteriormente para la fabricación de restauraciones directas.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✚ Determinar a través de pruebas de compresión si el proceso de precalentar la resina compuesta para cementar restauraciones indirectas produce cambios en las propiedades mecánicas de la misma.
- ✚ Comparar los valores de resistencia flexural entre la resina compuesta sin calentar y precalentada.
- ✚ Determinar si el proceso de calentar la resina compuesta por un tiempo prolongado produce alteraciones en la misma.
- ✚ Establecer si la resina precalentada utilizada como agente cementante de restauraciones indirectas puede ser usada posteriormente como material restaurador.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 RESTAURACIONES ANTERIORES DE PORCELANA ADHERIDA

4.1.1 PERSPECTIVA HISTÓRICA

En los años 30, Charles Pincus, dentista de Hollywood, estuvo a cargo de mejorar estéticamente la sonrisa de varias estrellas de la época. Pincus que no quería realizar un procedimiento invasor, elaboró una técnica sencilla para cambiar el aspecto dental durante las filmaciones; a través de polvos adhesivos para prótesis total asentaba provisionalmente sobre los dientes sin preparación o desgaste delgadas carillas de recubrimiento fabricadas en resina o porcelana. Si bien el resultado estético era bueno, este procedimiento poseía varias restricciones e inconvenientes por la falta de una retención segura, y por tal motivo, se dejó de emplear paulatinamente. Después, el apareamiento de nuevos conceptos y materiales acarrió una nueva posibilidad clínica de adherir láminas de porcelana de forma cosmética para corregir y armonizar las formas y los matices de los elementos dentales a través de procedimientos poco invasivos.⁶

Una serie de descubrimientos que se iniciaron con Buonocore en 1955, que desarrolló la técnica del grabado ácido y de igual forma con Bowen, que en los años 60 introdujo las resinas compuestas de BIS-GMA, dio comienzo a una fantástica era adhesiva en la Odontología que promovió la tendencia a elaborar trabajos cada vez más estéticos. Al margen de estos hallazgos, los procesos de tratamiento y adhesión de superficies cerámicas, documentadas por Horn, 1983, Calamia y

Simonsen, 1984, viabilizaron, en definitiva que finas láminas de cerámica lograsen ser efectivamente pegadas en las estructuras dentales.⁶

Rochette (1975), en Francia, fue el primero en plantear el uso de restauraciones de cerámica adherida en los dientes anteriores. Puntualizó un procedimiento para tratar incisivos fracturados con restauraciones de porcelana, siempre que no presentaren interferencias funcionales. En el laboratorio se cocinaba la cerámica en un molde matriz de oro de 24 quilates. La cerámica se trataba con silano y el esmalte con ácido grabador y se adhería posteriormente con una resina. Conocidas las técnicas actuales, es indiscutible que la perspectiva de Rochette no fue una fantasía. Las presentes carillas de porcelana adherida al esmalte grabado proceden de esta técnica originaria y se hicieron populares en Europa a través de los trabajos de Touati y Miara. En Norteamérica, la imprescindible investigación, mayormente para mejorar la adhesión, la llevaron a cabo Horn, Calamia, Simonsen, Christensen, Garber, Golgstein, Feiman y Friedman. El método no ha evolucionado mayormente desde 1980, aunque se conoce muy bien el potencial de la cerámica adherida debido a su capacidad para cumplir los principios biomiméticos. El éxito de las porcelanas laminadas no se ha obtenido gracias a la utilización de los denominados materiales avanzados o de alta tecnología, sino, sencillamente, relacionando dos materiales habituales, esto es, las porcelanas y los composites híbridos. Dicha conclusión se afirma claramente en el hecho de que solamente se usan las ventajas definidas de estos materiales. Finalmente, las cerámicas adheridas permiten conservar

la mayor cantidad de diente no afectado, principalmente la superficie palatina, que es la parte más sofisticada de la corona de un diente sano.²

La valorización de los dientes encierra, de una forma muy clara, la búsqueda de soluciones estéticas y funcionales, pero, sin sacrificar una gran cantidad de tejidos coronarios de los dientes. El paciente actual discute mucho el beneficio que podrá tener, antes de someter sus dientes a los desgastes convencionales. Más aún, si consideramos las pruebas de que las preparaciones convencionales presentan una “mortalidad dental asociada”, acerca de un 15% de los dientes presumiblemente vitales, después de un tiempo medio de 10 años, manifiestan señales radiográficas de patología periapical. Gracias a la introducción del binomio ataque ácido del esmalte y resinas compuestas BIS-GMA permitió soluciones ampliamente conservadoras y reversibles para esas condiciones, a través de carillas laminadas de porcelana y resina compuesta. Dichas técnicas aparecen al encuentro de los anhelos del paciente y de la predisposición a buscar soluciones protésicas, a través, de preparaciones más conservadoras.¹²

Refiriéndose en los estudios realizados por Rochette sobre el grabado ácido de la porcelana, fue desempeñada la vieja idea del Dr. Pincus sobre la elaboración de carillas a partir de la porcelana, y en 1983 H. Horn, publica el presente método de fabricación de facetas de porcelana grabada con ácido fluorhídrico, para encubrir la cara vestibular de los dientes anteriores mediante técnica adhesiva. En la propia línea de trabajo, Simonsen y Calamia iniciaron en 1982 un trabajo de investigación acerca el grado o resistencia de unión entre porcelana grabada y resinas

compuestas, en el que usando ácido fluorhídrico al 7,5% durante 20 minutos, conseguían un grado de resistencia a la tracción de 7.57 MPa entre la porcelana y la resina, en comparación con los 0.60MPa alcanzados sin el grabado de la misma. Sus incesantes investigaciones orientadas a lograr un mecanismo de unión que brindara un alto grado de resistencia al despegamiento por tracción, crearon que estos mismos autores en 1984 señalaran in vitro, que el uso de un agente de acoplamiento (silano) sobre la superficie grabada de la porcelana, proveía una unión química agregada a la micromecánica, entre esta y la resina de unión, aumentándose por tanto el grado de unión de la porcelana grabada.¹

Los estudios clínicos iniciales realizados en pacientes, sobre la conducta de las carillas de porcelana como procedimiento restaurador, aparecen en 1983 y desde de aquí, un significativo número de trabajos garantizan el éxito clínico de esta técnica, comprobándose que su ejecución es sencilla, eficaz y respectivamente económica. Pudo evidenciarse con el paso del tiempo en muchos estudios in vitro, los inconvenientes de estabilidad de los silanos ante numerosos factores. Un nuevo y completo estudio in vitro, ejecutado por Sorensen y col. en 1991, acerca de la unión porcelana-composite, en el que las muestras fueron sometidas adicionalmente a 1000 termociclados (entre 5°C y 50°C), mostró que no existió discrepancia significativa en cuanto al grado de unión entre el grupo de porcelana grabada con silano y el que no lo agregó, lo que haría sospechar la eficacia adhesiva de estos agentes a nivel clínico.¹

Un principio elemental en Odontología Restauradora es la elaboración de restauraciones funcionales y estéticas a un precio biológico

pequeñísimo. Clásicamente, cuando se efectúan tallados dentales para coronas totales, es necesaria una considerable disminución de la estructura dental para cumplir con los apropiados estándares de resistencia, funcionalidad y estética de las restauraciones protésicas. Los nuevos procedimientos que permitieron la utilización de cerámicas adhesivas e hicieron viable el uso de delgadas láminas cerámicas, contribuyeron un beneficio fantástico para la economía de los tejidos durante el desgaste o tallado de los dientes. Mientras los tallados dentales para coronas totales requieren que se remueva entre el 63% y el 72% del peso total de la corona no tallada, los tallados para laminados cerámicos remueven entre el 3% y el 30%. Lastimosamente, los materiales y técnicas de restauración usan como parámetro que exista gran resistencia y rigidez, que varias veces difieren indiscutiblemente de las estructuras dentales en lo relativo a comportamiento y relaciones mecánicas. Generalmente, las modalidades restauradoras terminan por arruinar el equilibrio mecánico de las estructuras dentales. Magne y Beiser observan: *“...los dientes naturales por medio de la excelente combinación de esmalte y dentina forman la unión perfecta y única entre dureza, resistencia y resiliencia. Los procedimientos de restauración y las alteraciones en la integridad estructural de los dientes pueden violar fácilmente este sutil equilibrio”*.⁶

Desde esas observaciones, resulta evidente la necesidad de entender la interrelación entre los materiales de restauración y su aplicación en los dientes. Investigaciones clínicas y de laboratorio manifestaron que una restauración con laminados cerámicos no muestran alteraciones específicas en la actuación mecánica del elemento dental.

Dicho biomimetismo, probado en diferentes estudios, manifiesta que un diente restaurado con laminado cerámico, sometido a una fuerza posteroanterior, recobra entre el 89% y el 96% de la rigidez coronal en comparación con el diente sano.⁶

4.1.2 INDICACIONES PARA LAMINADOS CERÁMICOS

Fundamentado en un principio simple, comúnmente este tratamiento radica en la sustitución o reposición del esmalte dental por una fina lámina de cerámica que permanecerá íntimamente fijada a la superficie del diente. Este procedimiento restaurador observado por los parámetros biológicos y funcionales tiene respuestas biomecánicas excelentes. Las investigaciones la consideran como una de las restauraciones más confiables a largo plazo, pues revelaron índices de éxito del 95% en cinco años.⁶

Las principales indicaciones y contraindicaciones de los laminados cerámicos variaron con el tiempo. Primeramente se indicaron para tratar y corregir cualquier tipo de alteración del color de los dientes, en la actualidad hay que pensar varios aspectos para su indicación precisa. Sin embargo, algunas indicaciones de láminas gradualmente se reemplazaron por tratamientos químicos más conservadores, como el blanqueamiento dental y la microabrasión. Pese a eso, la diversidad de indicaciones no disminuyó. El progreso de los materiales odontológicos, que suplieron algunas indicaciones por tratamientos conservadores, asimismo aumentó su alcance. Originalmente, la regla requería que la posición de los márgenes de tallado y al menos el 50% de la superficie dental tallada estuviesen contenidos en esmalte dental, pero en virtud de la evolución y

por la seguridad en la adhesión dental estas recomendaciones se han ajustado. Hoy por hoy, dientes con pérdida amplia de esmalte por erosión o desgaste, fractura coronal extensa, malformaciones congénitas o unos casos de grave alteración de color, que requieran tallados más invasores, son indicaciones posibles.⁶

En la actualidad, los laminados cerámicos se indican especialmente en dos situaciones: para modificar el color y para alterar la forma y textura de los dientes; se puede o no incluir la longitud y alineación dental, disminuir o cerrar diastemas, restaurar dientes fracturados o con anomalías congénitas y deformaciones. Consecutivamente, las láminas pueden también realizarse como auxiliares en determinados tratamientos oclusales para restablecer guías de desoclusión y para la reparación estética de coronas protésicas preexistentes que muestren la cara vestibular gastada, manchada o fracturada. Entre las principales indicaciones de encuentran:

1) Alteraciones de color como:

- Fluorosis
- Envejecimiento fisiológico
- Amelogénesis imperfecta
- Oscurecimiento debido a traumas
- Pigmentaciones intrínsecas por infiltración dental;

2) Modificaciones de forma y textura tales como:

- Dientes deciduos retenidos
- Cierre o reducción de diastemas
- Aumento de longitud dental
- Transformación dental

- Forma dental atípica (dientes cónicos, microdoncia)
 - Displasia
 - Distrofia
 - Atrición
 - Erosión
 - Amelogénesis imperfecta
 - Abrasión;
- 3) Restauraciones de grandes proporciones:
- Deformaciones congénitas y anomalías adquiridas
 - Dientes fracturados;
- 4) Pequeñas correcciones de posición dental:
- Alteración de ángulo
 - Dientes rotados
- 5) Casos especiales como son:
- Recuperación estética de coronas fracturadas, para corregir o crear guías de desoclusión.⁶

Otras condiciones clínicas se consideran como indicaciones relativas, porque tienen falta de predictibilidad o gran dificultad técnica para lograr resultados agradables. Los dientes tratados endodónticamente que muestran alteración del color son un gran ejemplo; en estos la indicación del procedimiento cosmético por medio de láminas debe suponer la posibilidad de que, con el tiempo, el diente experimente un oscurecimiento que puede denotar a través del laminado cerámico afectando su apariencia. Diversos autores piensan que estos dientes tienen cierta fragilidad y pueden casualmente necesitar un refuerzo estructural para la

retención coronal por medio de postes, una circunstancia que es preciso examinar y tener en cuenta. Otra situación son los elementos dentales aislados, principalmente los incisivos centrales, en los que se observa gran dificultad técnica para lograr copiar fielmente el color y textura en láminas finas de cerámica, especialmente cuando el diente tratado tiene un estándar de color muy diferente de los demás.⁶

4.1.3 CONTRAINDICACIONES PARA LAMINADOS CERÁMICOS

Las contraindicaciones de los laminados de cerámica se centran fundamentalmente en las condiciones oclusales desfavorables, como posiciones inadecuadas de los dientes, pacientes con bruxismo y otros hábitos parafuncionales y en ausencia de cantidad y calidad de esmalte dental, capaz de garantizar una adhesión perdurable y eficaz. A pesar de eso, la constante evolución de las técnicas y materiales odontológicos, por ejemplo los adhesivos dentales, acrecentó cada vez más las posibilidades clínicas en Odontología adhesiva. Las principales contraindicaciones son las siguientes:

- 1) Oclusión y/o posición inadecuada como:
 - Parafunciones
 - Dientes que se encuentran en erupción activa
 - Sobremordida profunda
 - Dientes con apiñamiento grave;
- 2) Restauraciones múltiples y/o amplias;
- 3) Presentación anatómica inadecuada tales como:
 - Dientes muy finos con la región incisal muy delgada

- Coronas muy triangulares
 - Corona clínica excesivamente corta;
- 4) Higiene bucal precaria y caries.

Las carillas de cerámica son una posibilidad de tratamiento estético, funcional y conservador, no obstante, deben entenderse ciertos conceptos esenciales para abordar al éxito de toda rehabilitación. Se requiere un enfoque organizado y consecuente. La planificación estética del tratamiento no debe centralizar sólo en optimizar el color sino que debemos extender nuestro concepto según Hegel, filósofo idealista alemán, “las artes visuales logran belleza plástica objetiva dando la particularidad de lo singular, en ciencia parte de lo sensible individual se evidencia en la característica de lo particular, en pintura la figura externa es el medio por el cual se manifiesta la subjetividad mientras que el color es el encargado de hacer aparecer las formas y las figuras espaciales”. Refiriéndose con la estética odontológica, el profesional estampa su sello personal. Se deberían crear dientes de proporciones correctas en una disposición espacial hermosa, que se encuentren en armonía con encías, labios y cara del paciente. Para ello es preciso tener presente el marco y referencia sistema constructivo que da forma, es aquel modelo que sirve para medir o construir. Así mismo la proporción e idealismo, siendo la relación de una parte con otra o el conjunto respecto de la magnitud, la cantidad o el grado, modelo de perfección, belleza o excelencia. Son instrumentos no objetivos, solo guías útiles para el artista. En odontología rehabilitadora favorece para determinar el tamaño óptimo del incisivo central superior y relacionar a éste con los incisivos laterales y los caninos.³

Brisman ha indicado que la mayoría de los pacientes optan por disposiciones de una sonrisa equilibrada con dientes de tamaño uniforme, sobre un plano incisal recto, consiguiendo de esa forma una simetría horizontal; suelen asimismo sugerir dientes de tamaño normal sobre plano incisal convexo y así lograríamos una simetría radiante. Ciertas exigencias proceden del deseo de aceptación de nuestra sociedad, la cual se liga esencialmente con la juventud y el éxito, con la regularidad y madurez, por otro lado en algunas condiciones clínicas es necesario lograr cierto grado de irregularidad para el logro del efecto estético. Estas situaciones de su aspecto están sometidas a cambios culturales y raciales, formando alteraciones en los hábitos dietéticos y en alimentos ricos en fibras. Es por ello que el Odontólogo debe incluir y requerir la colaboración del paciente antes de planificar su tratamiento.³

Al momento de indicar las carillas de porcelana, además de tener presente los conceptos anteriormente presentados será preciso conocer la causa que genera el desequilibrio estético en el paciente.³

4.2 CEMENTACIÓN ADHESIVA

El éxito en la adhesión de la cerámica se logra gracias a la aplicación rigurosa de ordenadas fases empezando por el acondicionamiento determinado de las superficies involucradas, es decir, de la superficie cerámica (grabado y silanización) y de los tejidos mineralizados de los dientes (grabado del esmalte, acondicionamiento de la dentina). En último término, este acondicionamiento debe encaminar una unión duradera entre el sustrato (diente o porcelana) y el cemento de

composite. La selección del cemento plantea un problema decisivo: debido a su capacidad de fluir y a la autopolimerización, los cementos de polimerización dual son escogidos, erradamente, a los cementos de composite más viscosos y exclusivamente fotopolimerizables. No se han presentado estudios científicos que hayan discriminado el beneficio clínico de ambos materiales.²

Con relación a lo que se mencionó anteriormente, se ha planteado utilizar como agentes cementantes a los composites fotopolimerizables restauradores (microhíbridos), incluso para inlays de cerámica. Está verificado que las resinas duales no tienen ventajas sobre las resinas exclusivamente fotopolimerizables, con relación a la tasa de polimerización, cuando cada superficie proximal restaurada se polimeriza durante un mínimo de 120 segundos (usando métodos habituales de polimerización). Este protocolo de cementación se ha utilizado con éxito durante más de ocho años, inclusive en casos de restauraciones anteriores con grandes extensiones de cerámica en el borde incisal. Si se usan métodos de polimerización de alta intensidad (800-1000mW/cm²) se reduce el tiempo necesario y serán suficientes entre 60-90 segundos por superficie en caso de restauraciones de porcelana adherida anteriores, que son más delgadas que inlays y onlays.²

El proceso de fotopolimerización, Magne (2004), indica que se inicie por palatino durante 90 segundos a más de 850nW/cm² (utilizando por ejemplo una lámpara Optilux 501, Kerr/Demetron, C-mode con 8mm Turbo+tip). La luz debe ser intermitente con el propósito de no calentar los

tejidos blandos circundantes. Seguidamente, se polimeriza por vestibular por 60 segundos alternadamente en cada área interproximal.²

Las restauraciones de porcelana adherida anteriores pueden cementarse utilizando un composite restaurador fotopolimerizable normal siempre que se aplique un tiempo de polimerización amplio. Las resinas tradicionales fotopolimerizables tienen enormes ventajas debido a su fácil manipulación (tiempo de trabajo ilimitado, consistencia idónea), óptimas propiedades físico-mecánicas (alto contenido de relleno) y estabilidad del color.²

Debe elegirse preferentemente un composite neutro que permita la redistribución de la luz y una polimerización profunda (tipo incisal translúcido), compatible con la luminosidad inherente de la propia restauración (ligeramente fluorescente). Es importante recordar que la viscosidad de las resinas de composite está inversamente relacionada con la temperatura. Los híbridos finos pueden llegar a ser muy densos cuando se manipulan en habitaciones con aire acondicionado. En este caso, depositar la jeringa de composite adentro de una bolsa cerrada y sumergida en agua templada reducirá el grosor de la película.²

En la gran parte de las situaciones clínicas, deben obviarse los cementos de polimerización dual debido a su dificultosa manipulación y su incierta estabilidad química. Los materiales de polimerización dual están indicados sólo en aquellos casos en el que el grosor de la cerámica en la cara vestibular es extremo (> de 2mm) o cuando las carillas se han elaborado muy opacas (en casos de coloraciones remanentes severas).²

Las resinas fluidas poseen una composición semejante a la de los cementos de resina. Es por esto que algunos fabricantes las presentan como opciones para la cementación de carillas de resina o de porcelana y coronas libres de metal. Al comparar sus propiedades con otros cementos de resina, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a su resistencia a la tracción al compararla con la de los cementos de curado dual. Igualmente, se ha determinado una mayor estabilidad del color de las resinas compuestas en relación a otros cementos dentales de fotocurado y curado dual. Tampoco se han encontrado diferencias in-vitro en cuanto a microfiltración de restauraciones indirectas cementadas con resinas fluidas contra un cemento de curado dual. De todas formas, Beros encontró ciertas diferencias en la dureza superficial y resistencia a la tracción diametral de una resina fluida (WAVE) y dos cementos de curado dual (VARIOLINK Y RELYX) donde la resina fluida mostró una menor dureza superficial y una mayor recuperación elástica y flexibilidad respecto a los cementos de curado dual, esto fue atribuido a la diferencia entre los mecanismos de polimerización. A pesar de estas diferencias, las características de las resinas compuestas fluidas resultan alentadoras para su uso como cemento de elección para la cementación de carillas de porcelana, resina e inlays.¹³

Aranda (2013), menciona que como material alternativo de cementación están las resinas compuestas fluidas (flow) que contienen mayor porcentaje de relleno inorgánico que los cementos a base de resina y brindan ventajas clínicas como mayor tiempo de trabajo, mejor control sobre el correcto asentamiento de la restauración, mayor estabilidad de

color e incremento de las propiedades mecánicas. La desventaja que presentan es que la luz para activarlas no llegue a todos los sitios, dificultando la polimerización de estos materiales.¹⁴

De acuerdo a eso, Aranda (2013) estudió la profundidad de polimerización que se obtiene en resinas compuestas fluidas al ser iluminadas a través de bloques de cerámica de distinta composición y distintos grosores. En formadores metálicos cilíndricos de 4mm de alto y 6mm de diámetro se colocó resina fluida hasta igualar en superficie y posteriormente se iluminó por 60 segundos intercalando las distintas cerámicas entre la luz y la resina. Unos de los grupos en estudio mostraron diferencias significativas entre sí dependiendo del grosor de la cerámica y el tipo de ella. Es viable polimerizar resina fluida a través de cerámicas de diferente opacidad obteniendo grosores de resina mayores a los que se establecen para la línea de cementación de las restauraciones de cerámica libre de metal, en conclusión, se podría usar la resina fluida como medio de cementación de restauraciones a base de cerámicas cuyos grosores permitan el paso de la luz.¹⁴

González, 2014, estableció la resistencia adhesiva de restauraciones de composite cementadas con dos cementos de resina de polimerización dual y composite precalentado a 39°C y 55°C. Donde el cemento de resina dual RelyX Ultimate (3M-ESPE) consiguió los valores más altos de resistencia adhesiva sin diferencias estadísticamente significativas con los de Calibra (Dentsply). Los especímenes cementados con la resina IPS Empress Direct precalentada obtuvieron valores significativamente inferiores a los obtenidos con los cementos de resina, siendo los del

composite precalentado a 55°C estadísticamente los más bajos. Consecuentemente González menciona que la resistencia adhesiva a la dentina de los composites precalentados a 39°C y 55°C es significativamente menor a la obtenida por los cementos resinosos de curado dual.¹⁵

4.3 TÉCNICA DE CEMENTACIÓN “NOAH”

Lowe, 2008, menciona que una impresión definitiva sirve específicamente para capturar perfectamente los detalles de un diente preparado que va a recibir una restauración indirecta. Una vez realizadas las restauraciones, para el proceso de cementación se debe seguir un protocolo que permita no solo un correcto asentamiento de las restauraciones, sino que presenten un ajuste y contacto perfecto con las restauraciones o dientes adyacentes. Cuando se realiza varias restauraciones contiguas, puede parecer que tienen un contacto proximal perfecto, sin embargo, la variación en la colocación de una de ellas puede alterar la correcta posición de las demás, lo que puede resultar en elaboración de una nueva restauración. Algunos profesionales están apoyando una “técnica de cementación múltiple”, es decir, colocando o cementando de 8 a 10 restauraciones indirectas al mismo tiempo, lo que puede llevar al desastre del procedimiento, ya que si una sola restauración es colocada en una posición ligeramente alterada, esta afectará de sobremanera el asentamiento correcto de las restauraciones restantes.¹⁶

La técnica de cementación denominada “Noah”, Lowe la relaciona justamente con la referencia bíblica de el “Arca de Noé”, en donde los

animales entran a el arca de “dos en dos”; dice, puesto que los profesionales tienen dos manos, lo que tiene sentido es que se puede tener un control máximo sólo en dos restauraciones durante el proceso de cementación. En un caso de restauraciones múltiples en la región anterior del maxilar superior, lo incisivos centrales superiores se consideran los dientes más importantes estéticamente, estos son los “actores principales”, ya que son los primeros dientes que el paciente se observa; por lo tanto, las restauraciones que corresponden a los incisivos centrales deben ser los que primero se cementen. Seguidamente se probaran el resto de restauraciones maxilares por separado, evaluando mediante un hilo dental los contactos proximales y la integridad de los márgenes, pero con la ayuda de un asistente para la sujeción correcta de las restauraciones adyacentes. En este punto se pueden realizar ajustes en los contactos proximales utilizando ruedas para pulido de porcelana. Inmediatamente se evaluará el ajuste proximal en forma colectiva, es decir, una vez colocadas las restauraciones en sus respectivas preparaciones se determinara si estas entran pasivamente ya que cualquier desplazamiento menor en cualquiera de las restauraciones o al presentarse una resistencia para el asentamiento completo de la restauración será necesario realizar un ajuste. En conclusión, al aplicar la técnica de cementación “Noah” se va a obtener un máximo control durante el procedimiento en cuanto a: correcto contactos proximales, estabilidad oclusal, buena estética en restauraciones múltiples y se establece la guía de inserción de cada una de las restauraciones, para de esta manera obtener un perfecto asentamiento de las mismas.¹⁶

4.4 RESINAS COMPUESTAS

El perfeccionamiento de la resina compuesta, sumado a las técnicas de adhesión en esmalte y dentina, permite procedimientos restauradores adhesivos que combinan estética, biocompatibilidad, propiedades físicas satisfactorias y la posibilidad de confección de restauraciones más conservadoras. Además de eso, la posibilidad de trabajos que puedan ser terminados en una sola sesión clínica y con precios relativamente bajos convierte a las restauraciones directas con resina compuesta un procedimiento ciertamente agradable tanto para el profesional como para el paciente.⁵

La búsqueda por un material restaurador con propiedades mecánicas y estéticas satisfactorias ya tiene tiempos. La resina acrílica fue uno de los primeros materiales en ser usados para restauraciones directas en dientes anteriores. Formada fundamentalmente por una matriz orgánica autopolimerizable, emitía calor durante la polimerización y presentaba gran contracción de polimerización. Como consecuencia, las restauraciones mostraban una adaptación marginal inestable, manchada, filtración marginal, caries recurrente y daños pulpares. El conocimiento de que la resina acrílica estaba lejos de ser un material correcto hizo que la búsqueda de un material restaurador estético con propiedades más apropiadas se extendiese, y las investigaciones continuaron en dos trayectorias: la alteración de la matriz resinosa y la incorporación de partículas inorgánicas (carga).⁵

La matriz resinosa utilizada en la mayoría de las resinas compuestas actuales es un dimetacrilato, habitualmente el Bis-GMA. Si el Bis-GMA aún

no es la matriz resinosa ideal, son indiscutibles sus ventajas cuando se la compara con sus precedentes. Entre las ventajas aportadas por el Bis-GMA está la disminución de contracción de polimerización, la reducción de la volatilidad, el aumento de la resistencia mecánica, el aumento de la estabilidad dimensional y del color y mejora en la textura superficial. La agregación de una fase inorgánica (partículas de carga) fue otra variación que optimizó sobre manera el desempeño de las resinas. Partículas dimensionalmente invariables como el cuarzo y/o el sílice pirolítico y/u otros tipos de vidrio fueron agregadas a la matriz resinosa, dando origen a un producto nuevo, llamado resina compuesta o composita. La adición de esas partículas de carga hizo que redujera la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica, aparte de la mejora en las propiedades físicas de los materiales.⁵

Las resinas compuestas son materiales constituidos por dos o más fases con composiciones distintas; presentan regularmente una matriz y un material de refuerzo. La matriz otorga estructura al composite, rellorando los espacios vacíos que quedan entre las partículas de carga. Estas, asimismo, mejoran las propiedades del material como un todo. Siendo así, el objetivo principal en la producción de composites es preparar diferentes materiales, que darán origen a un producto con propiedades superiores a las de los componentes originales separadamente. La mejora en el desempeño de las resinas compuestas con la adición de carga fue tal que, a pesar que cada marca comercial de resina posee su fórmula y composición definidas, podemos decir de manera simplificadora que, dentro de un umbral tolerable, mientras mayor es la incorporación de carga

en una resina compuesta, mejores estarán sus propiedades. Además es posible comprobar que las propiedades e indicaciones de las resinas están profundamente atadas al tipo, tamaño, forma y proporción de la carga presente en las composites.⁵

Si en las resinas compuestas presentes las fases orgánicas e inorgánicas trabajan de forma integrada, en los inicios de su uso eso no ocurría. La falta de unión entre las partículas de carga y la matriz hacía que las primeras se despegasen, acrecentando el desgaste y la rugosidad superficial de las restauraciones. Ese inconveniente fue solucionado por medio del tratamiento de la carga con tipos determinados de agentes de unión carga-matriz, cuyo primordial representante es un silano orgánico, por un paso conocido como silanización. A través de la silanización, la carga inorgánica es capaz de acoplarse químicamente a la matriz orgánica, haciendo que trabajen como un cuerpo único, habiendo transmisión de tensiones entre ellas, de forma que mejora el desempeño de las resinas compuestas.⁵

Para las resinas autopolimerizables, el inicio de la polimerización se realiza por la reacción del peróxido de benzoilo con una amina terciaria, cuando estos, al principio en pastas aisladas son unidos y manipulados para ser activadas por rayos ultravioleta, el iniciador es un éter alquílico, y para las polimerizadas por luz visible, el principal fotoiniciador es una diquetona, siendo la más utilizada la canforquinona. Podemos decir por tal manera que las resinas actuales son una matriz orgánica que contiene inhibidores y activadores de polimerización, saturada con partículas de carga previamente silanizadas.⁵

Las características propicias de las resinas compuestas hacen, que hoy por hoy, sean utilizadas en restauraciones por las técnicas directa, semidirecta e indirecta, en dientes anteriores y posteriores. Las metodologías que utilizan los sistemas adhesivos y las resinas compuestas deben estar envueltas de cuidados para que el éxito sea alcanzado. En este contexto, la comprensión de esos materiales, el entrenamiento y la actualización técnica son fundamentales para que las restauraciones logren cumplir su papel de restituir forma, función y estética por el mayor tiempo posible.⁵

4.4.1 COMPOSICIÓN DE LA RESINA

Las resinas están compuestas especialmente por dos elementos: la matriz orgánica y el relleno mineral inorgánico o fase dispersa. Junto a estos dos elementos existen otros componentes como agentes de acoplamiento, que permiten la unión entre la resina y el relleno, sustancias que actúan en la reacción de polimerización como iniciadores, aceleradores o inhibidores, radiopacificadores, pigmentos, etc.¹⁷

4.4.1.1 MATRIZ ORGÁNICA

El Bis-GMA es un monómero que se obtuvo en 1962, se consigue por reacción del Bisfenol A y dos moléculas de metacrilato de glicidilo, con un relleno de cuarzo granulado, usado como un material restaurador anterior, ya que ofrece una mayor estética y un mejor manejo. La molécula de Bis-GMA es superior al metacrilato de metilo en virtud básicamente de presentar un peso molecular muy superior y una estructura química con

dos dobles enlaces reactivos en ambos extremos de la molécula. Estos dos dobles enlaces le otorgan un carácter bifuncional que permite conseguir un polímero de cadenas cruzadas, pudiéndose formar un retículo tridimensional. Igualmente, los núcleos aromáticos proveen a la molécula una mayor rigidez y resistencia a la tracción y compresión, junto a una reducción de la absorción acuosa. Todo eso crea que las propiedades mecánicas y físicas sean superiores a la de los monómeros que se venían manejando y por lo tanto el comportamiento clínico también se perfeccione.¹⁷

4.4.1.2 PARTÍCULAS INORGÁNICAS

Las partículas de relleno inorgánico agregadas a la matriz aportan a las resinas compuestas unas propiedades físicas y mecánicas superiores a las que tiene la resina aisladamente. Con esta agregación se obtiene: aumento de la dureza y de la resistencia a la compresión, reducción de la contracción final de polimerización, disminución de la absorción de agua, reducción del coeficiente de expansión térmica, aumento de la resistencia a la fractura.¹⁷

Estas mejoras hacen que los materiales de restauración sean más duros a múltiples agresiones que van a tener que sufrir al desarrollar su función en un medio tan hostil como es la cavidad bucal. Existen varios tipos de partículas de relleno en función de su composición química, dimensiones, morfología, cantidad, entre otros. Estas partículas están compuestas en su gran mayoría a base de dióxido de silicio unido a la resina como cuarzo cristalino o como sílice pirogénico, como sea su

mecanismo de elaboración. Las partículas de cuarzo cristalino poseen una gran dureza, son químicamente inertes y tienen un índice de refracción y opacidad muy parecido a la del diente, pero son radiolúcidas, lo que establece un gran inconveniente. Por tal razón la mayoría de resinas compuestas existentes han sustituido parcialmente el cuarzo por partículas de composición química más compleja. Por eso, se incluyen cristales de metales pesados como el bario, zirconio, etc.; que son radiopacos, pero que tienen el problema de ser más blandos y solubles que el cuarzo.¹⁷

Igualmente, el tamaño, la composición y la forma de las partículas también intervienen en las propiedades finales de la resina compuesta. Pueden utilizarse partículas esféricas o redondeadas, o partículas de forma irregular. Las esféricas contribuyen una mejor distribución y mayor resistencia al stress de la matriz, pero reduce la retención de las partículas dentro de la misma.¹⁷

4.4.1.3 AGENTES DE UNIÓN O DE ACOPLAMIENTO

La matriz de resina y las partículas de relleno tienen una estructura química distinta y no hay entre ellas ningún tipo de unión química. Son precisos algunos agentes que provean este acoplamiento, pues la unión micromecánica que puede estar entre la resina y las partículas de relleno no es adecuadamente fuerte como para mantener unidas ambas fases. Los más utilizados son los silanos, moléculas bipolares que pueden unirse por enlaces iónicos a las partículas de relleno inorgánico, mientras que se unen químicamente a la matriz orgánica. El más utilizado hoy por hoy es el 3-metacriloxipropil-trimetoxisilano, que se

une por el grupo metacrilato a la matriz y a la sílice de relleno a través de radicales de silanol. Las partículas de relleno inorgánico se cubren con estas sustancias y así pueden quedar fijamente unidas a la matriz de resina.¹⁷

4.4.2 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Diversas son las propuestas de clasificación de las resinas compuestas. Generalmente se las clasifica de acuerdo con su viscosidad, el tipo de polimerización y el tamaño de las partículas.

4.4.2.1 CLASIFICACIÓN ACORDE CON LA VISCOSIDAD

Conforme con la viscosidad, las resinas compuestas pueden ser clasificadas como resinas de viscosidad regular o convencional, resinas de baja viscosidad (flow) y resinas de alta viscosidad (compactables, condensables o adaptables).⁵

Las resinas convencionales, o de viscosidad regular, son las más versátiles y muestran gran variedad de usos. La mayoría de las resinas compuestas de viscosidad regular se exhiben en kits que traen resinas de diferentes niveles de translucidez, que simulan a la dentina, el esmalte, aparte de una diversidad de efectos que facilitan al dentista reconstruir o convertir las características del elemento dental de forma gustosa en lo que respecta al color y a la resistencia. La versatilidad de ese material hace que recaiga sobre él la gran mayoría de las indicaciones de tratamientos restauradores con resina compuesta.⁵

Las resinas de baja viscosidad poseen como principal característica mayor fluidez. Dicha fluidez es conseguida, entre otros factores, por la disminución de la proporción carga-matriz, lo que conduce a menor resistencia mecánica y mayor contracción de polimerización. Con eso, a pesar que los fabricantes las indiquen para diferentes situaciones, su uso, en la práctica, se limita a áreas de difícil acceso, sellado de fosas y fisuras, como capa intermedia entre el sistema adhesivo y las resinas de mayor viscosidad, para adherir fragmentos en dientes fracturados y cementación de cerámicas y resinas indirectas, siempre que éstas permitan la transmisión de la luz para que la resina sea polimerizada.⁵

Las resinas de alta viscosidad tienen como particularidad un menor escurrimiento cuando se las compara con las demás, dependientes del aumento de la proporción carga-matriz. Habitualmente presentan variación en la forma y en el tamaño de las partículas, haciendo que sean indicadas principalmente para dientes posteriores. Como ventajas muestran mayor facilidad de inserción, y como desventajas se puede mencionar la difícil adaptación en las paredes cavitarias y la generación de alto estrés de contracción de polimerización, debido a su bajo escurrimiento.⁵

4.4.2.2 CLASIFICACIÓN ACORDE CON EL SISTEMA DE POLIMERIZACIÓN

La polimerización convierte la resina compuesta, inicialmente plástica y manipulable, en un material bastante rígido como para restituir estética y función a los dientes. Dicho proceso ocurre en tres fases: la

iniciación o inducción, la propagación y la terminación; la iniciación se produce por sustancias que, al ser activadas, crean radicales libres, estos atacan los enlaces dobles de los monómeros, que se acoplan transformándose en polímeros de enlaces simples y más estables, lo que libera más radicales libres, que originan la propagación de la polimerización hasta que la rigidez de la resina dificulte el proceso de unión de los monómeros, conduciendo al fin del proceso de polimerización.⁵

Por tal manera, la conversión de los enlaces dobles en simples o de los monómeros en polímeros, tiene un fin, de tal manera que, en la masa de resina polimerizada existen monómeros que no sufren polimerización. La proporción de transformación de monómeros en polímeros es conocida como grado de conversión. El grado de conversión en las resinas compuestas es limitado independientemente del tipo de polimerización, y, a pesar que diferentes factores pueden alterar el grado de conversión, hasta el día de hoy aún no existen resinas compuestas que puedan lograr una polimerización completa, inclusive en condiciones ideales.⁵

Actualmente existe más de un método de polimerización y, acorde con el sistema de activación, las resinas compuestas pueden ser físicamente activadas o fotoactivadas, químicamente activadas o autopolimerizables, o de polimerización dual (química y físicamente activadas).⁵

Las resinas compuestas fotopolimerizables tienen como medio activador la luz y son las más usadas para restauraciones directas. Se presentan en un único recipiente, protegido de la luz. Ese tipo de

polimerización tiene algunas ventajas, entre ellas, la posibilidad de manejar una gran diversidad de colores, la facilidad de realizar una técnica incremental, la facilidad de la escultura primeramente a la polimerización y a la posibilidad de elegir el instante del inicio de la polimerización de cada incremento.⁵

Las resinas que son activadas químicamente o las autopolimerizables tienen un proceso de polimerización regulado por la manipulación de dos pastas que vienen en recipientes distintos, una con la denominación de pasta base, y la otra, de pasta catalizadora. En una de esas pastas se encuentra el iniciador, habitualmente el peróxido de benzoilo y en la otra, está el activador, generalmente una amina terciaria; la unión de esas dos pastas provoca el proceso de polimerización, formando los polímeros. Como ventaja de ese procedimiento se puede mencionar la posibilidad de una polimerización uniforme en toda la masa resinosa. No obstante, debido a las ventajas de ese método de polimerización, especialmente en lo que se relaciona al tiempo limitado de trabajo y al problema de obtener un color apropiado, es decir, las resinas autopolimerizables tienen su uso limitado.⁵

Las resinas de polimerización dual tienen un medio de polimerización químico y físico, y similar que las resinas autopolimerizables, se presentan en recipientes distintos. Dichos materiales, aparte de ser fotopolimerizables, cuentan también con la polimerización química para las partes donde la luz no es suficiente para una polimerización apropiada. Hoy por hoy, los materiales resinosos que se polimerizan de forma química o dual son usados esencialmente para

cementación de coronas excepto de carillas, o como material de relleno y salvo en raras excepciones, se los indica como materiales restauradores.⁵

4.4.2.3 CLASIFICACIÓN DE ACUERDO CON EL TAMAÑO DE LAS PARTÍCULAS

Conforme con el tamaño de las partículas, las resinas compuestas pueden ser clasificadas en macropartículas (convencionales o tradicionales), micropartículas, nanopartículas e híbridas.

Las resinas de macropartículas tienen partículas habitualmente de cuarzo con tamaño medio de 40um; la proporción de carga agregada en la matriz varía entre 70% y 80% en peso y entre 50% y 60% en volumen. Las resinas de macropartículas fueron las primeras en ser introducidas en el mercado, no obstante cayeron en desuso, por tanto el gran desgaste de la matriz orgánica en relación a la carga y a la gran dimensión de las partículas entorpecía el pulido de las restauraciones al igual que la mantención del brillo de la superficie. Además, la falta de pulido acrecienta la susceptibilidad al manchado, y facilita la acumulación de biofilm, por consiguiente esto acarrea menor longevidad de las restauraciones, otro punto contrario es la baja radiopacidad de las resinas que contienen partículas de cuarzo, lo que entorpece el diagnóstico de caries bajo las restauraciones.⁵

Consecutivamente, fueron introducidas en el mercado las resinas de micropartículas que tienen un tamaño medio de partículas de 0,04um; esas resinas muestran excelente pulido, y su superficie se conserva lisa y brillante por largo tiempo, haciendo que sean empleadas

hasta los días actuales. Desgraciadamente, el proceso de elaboración de las resinas de micropartículas impide una gran incorporación de carga, haciendo que sus propiedades mecánicas no sean excelentes para la utilización en restauraciones sometidas a grandes esfuerzos. De acuerdo a eso, son indicadas especialmente en restauraciones de sitios que necesitan de alto pulido sin la necesidad de alta resistencia, como es el caso de cavidades de clase III y V, carillas estrictamente vestibulares o para la capa más vestibular de restauraciones de sectores anteriores.⁵

Las resinas compuestas de nanopartículas son las que más últimamente llegaron al mercado y tienen el propósito de relacionar buenas propiedades mecánicas con excelente pulido. Las resinas compuestas de nanopartículas con cargas que varían de 0,02 μ m a 0,075 μ m, son adquiridas por un procedimiento químico sintético procedente a partir de bloques estructurales en una escala molecular, los cuales son agrupados en estructuras gradualmente mayores, convirtiéndose en cargas nanométricas adecuadas para un composite dental. Las resinas híbridas, que resultan de la incorporación de cargas de distintos tamaños, se encuentran en el mercado hace algunas décadas y tienen el propósito de optimizar las propiedades mecánicas sin perder el pulido y brillo de la superficie. Habitualmente son una mezcla de micropartículas (0,04 μ m) con partículas mayores (0,2 a 6 μ m). Esa agregación de carga con diferentes tamaños permitió un aumento en la proporción carga-matriz y concedió a esas resinas mejores propiedades. Para ampliar la característica estética de esas resinas, el tamaño de las partículas inorgánicas fue reducido, quedando con dimensiones medias entre 0,2 μ m y 1 μ m, proporcionando

una subdivisión de las resinas híbridas, llamada micro-híbridas. Inclusive en esa línea, fueron elaboradas las resinas nano-híbridas, con mezcla de nanopartículas con partículas de varios tamaños. Las resinas híbridas, micro-híbridas y nano-híbridas poseen uso universal, consiguiendo ser utilizadas en restauraciones de dientes anteriores y posteriores.⁵

4.4.3 PROPIEDADES FÍSICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Las propiedades físicas de los composites determinan la estabilidad dimensional del material y se encuentran claramente relacionadas con la proporción relleno/matriz orgánica.

4.4.3.1 ABSORCIÓN HÍDRICA

Esta propiedad según Silva et al., 2008, se caracteriza por la cantidad de agua adsorbida en la superficie y absorbida por la resina y la expansión higroscópica se relaciona a esta sorción. La agregación de agua causa solubilidad de la matriz, fenómeno llamado degradación hidrolítica, consecuentemente, este fenómeno es una propiedad de la fase orgánica, a mayor relleno menor es la sorción de agua.¹⁸

Es la posibilidad de penetración de moléculas de agua en el polímero e involucra una expansión volumétrica del material que ayuda a distancia, parcialmente, la contracción de polimerización; esta absorción de agua puede constituir hasta el 2% del volumen del material.⁷

Menciona Veranes et al., 2003, que la absorción de agua del medio bucal, es innata a la matriz monomérica, el ingreso de agua en la matriz induce un distanciamiento en la red polimérica, produciéndose una

expansión higroscópica (0,09-0,72%), esta absorción afecta las propiedades físico mecánicas de la resina, al causar la degradación hidrolítica de la matriz o llegando hasta la separación de la matriz y las partículas de relleno. Composites con menor cantidad de relleno muestran un mayor grado de sorción de agua en comparación a resinas con mayor porcentaje de carga.¹⁸

Fernández, indica que otra propiedad es la sorción acuosa (adsorción y absorción) y expansión higroscópica las que se encuentran relacionadas con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo definitivo y la expansión relacionada a esa sorción. La agregación de agua en la resina, puede producir solubilidad de la matriz afectando las propiedades de la resina, fenómeno que se lo conoce como degradación hidrolítica. Puesto que la sorción se considera una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. Baratieri, L.N. (1998) y Anusavice, K. J. (1998) describen que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización.¹⁹

De la Macorra, 1999, revela, que la expansión higroscópica, es decir, la absorción de agua del medio, libra el estrés interno de la resina, con lo cual esta se vuelve menos compacta, originando un cambio en su capacidad de ser interdentada.²⁰

4.4.3.2 EXPANSIÓN TÉRMICA

Frente a los cambios térmicos, los composites no acompañan al esmalte y la dentina, ya que los cambios volumétricos que se producen son mayores.⁷

4.4.3.3 POROSIDAD

Esta propiedad está relacionada con el procedimiento clínico y la manipulación del material; tiene mayor trascendencia en las resinas autopolimerizables por la necesidad de mezclado previo a su colocación.⁷

4.4.4 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Okada, et al., 2001 y Takayanagi, et al., 1998, señalan que las resinas son uno de los materiales más utilizados en el medio odontológico. Sus propiedades mecánicas son mediadas no solamente por su composición química, sino también por el ambiente al que son expuestas. La textura y la dureza de la superficie se encuentran afectadas por el contacto con un medio acuoso, no solo por la saliva, iniciando el proceso de corrosión por agua, sin decir con que en el medio ambiente oral coexisten también bacterias, proteínas enzimáticas y hormonas, a más de la flora normal, que originan aún más la degradación de la superficie.²⁰

Algunas propiedades mecánicas son usadas para comparar las categorías de resinas compuestas presentes en el mercado. Entre las principales se puede mencionar: resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia a la tracción diametral, módulo de elasticidad, entre

otras. Todas estas propiedades tienen la función de proyectar o acercar la conducta clínica de los materiales que serán empleados en la cavidad bucal.

Baratieri, L. N. (2004), sustentó que las resinas compuestas deben poseer una combinación absoluta de las propiedades mecánicas y físicas, para atender los requerimientos del diente primordialmente en el sector posterior. La rugosidad de las resinas compuestas debe ser igual o más baja que del esmalte (Ra: 0.64 micrómetros). La rugosidad establece la resistencia biológica de las resinas. El valor de micro dureza de las partículas de carga (2.91- 8.84 Gpa) no puede ser superior al de los cristales de hidroxiapatita. Fernández, explica que la resistencia a la compresión de esmalte (384 Mpa), de la dentina (297 Mpa) y de la resistencia a la fractura del diente natural (molar 305 Mpa y premolar 248 Mpa) son excelentes patrones para optar por la resina compuesta para el sector posterior. La cantidad de desgaste en el área oclusal para los composites debe ser similar con el índice de atrición del esmalte (cerca de 39 mm/año en molar).¹⁹

4.4.4.1 MÓDULO DE ELASTICIDAD

Es la relación entre tensión y deformación. Mientras mayor es este módulo, más rígido es el material y esto entra en relación con la menor cantidad de matriz orgánica.⁷

El módulo de elasticidad o de Young muestra la rigidez de un material. Un material con mayor módulo de elasticidad experimenta mayor deformación bajo fuerzas masticatorias. Dicha deformación puede tener

efectos desastrosos sobre las estructuras del diente adyacente cuando éstas son exigidas a cargar fuerzas distintas a la original. Las deformaciones pueden también aumentar el riesgo de microfiltración. Por ende sería prudente obviar el uso de tales resinas en regiones posteriores. Para los composites híbridos y de macrorelleno expresan una rigidez de 8-19 GPa. Los composites con mayor proporción de relleno poseen mayor dureza, prácticamente semejante al de la dentina (18,95 GPa). Sin embargo, son menos rígidos que el esmalte (82,5 GPa), que es el componente normal al que reemplazan.¹⁷

4.4.4.2 RESISTENCIA A LA FRACTURA

Este parámetro calcula la energía necesaria para la difusión de una grieta por un material; es decir, muestra la resistencia al crecimiento de las grietas. Los composites más duros a la fractura son los que contienen más relleno y partículas más gruesas.¹⁷

Una resina requiere tener alta resistencia de margen para restar las fracturas marginales. Las resinas de macropartículas muestran mayor resistencia a la fractura y al desgaste. Con la presentación de resinas para dientes posteriores asimismo se han utilizado partículas más resilientes, que absorben mejor el impacto de las fuerzas masticatorias no transfiriéndolas a la matriz resinosa. Aparte de eso, Manndarino, 1989, menciona, como son partículas con tamaño más regular y mejor distribuidas en la matriz orgánica, exhiben mayor resistencia a los esfuerzos masticatorios, bien con el aumento de sus propiedades físicas y mecánicas.²¹

Fernández, refiere que la resistencia a la fractura es una propiedad significativa que deben poseer las resinas compuestas y se puntualiza como la tensión necesaria para inducir una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas muestran distintas resistencias a la fractura y esto va a obedecer de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad poseen alta resistencia a la fractura puesto que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas masticatorias.¹⁹

4.4.4.3 RESISTENCIA A LA TRACCIÓN

La resistencia de un material es considerada la tensión necesaria para causar fractura de una probeta con área conocida o provocar una determinada cantidad de deformación plástica. La resistencia máxima a la tracción, o la resistencia a la fractura saben ser empleadas para caracterizar la resistencia del material. La variación de la longitud resultante de la aplicación de este tipo de carga en un cuerpo previamente de la fractura es llamada de alargamiento. A través de este tipo de prueba es posible elaborar una curva tensión-deformación y calcular el límite de proporción, el módulo de elasticidad, resistencia máxima a la tracción, resiliencia y tenacidad. La prueba de resistencia a la tracción es especialmente útil para materiales metálicos, ya que la cantidad de distorsión de un material por fuerzas de tracción hasta la fractura muestra la capacidad de trabajo de una aleación. El hecho de que un material se fracture en una tensión menor a la máxima soportada por éste, según Darvell (2002), se debe al hecho de que durante la tracción de la probeta disminuye su área de sección transversal. Ya que esta reducción no es

registrada para la fabricación del gráfico, supuestamente la tensión medida en el momento de la fractura es menor a la máxima soportada por el mismo material.⁴

Los composites híbridos son los de mejor conducta por el aporte de relleno inorgánico que justifica el ahorro de tejido dentario en las preparaciones oclusales extensas y con istmos profundos.⁶

4.4.4.4 RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DIAMETRAL

Materiales quebradizos se fracturan bajo cargas de tracción respectivamente muy bajas. Cuando se quiere caracterizar este tipo de material, la prueba de tracción no es muy indicada debido a la condición de baja cohesión del material. Una alternativa para este método es el uso de la prueba de tracción diametral. En este tipo de prueba una probeta con forma de disco es utilizada y esta probeta es comprimida diametralmente para introducir tensiones de tracción en el plano de aplicación de la carga. Si la probeta es tenaz, es decir, se deforme elocuentemente bajo tensiones mayores o fracture en más de dos partes detrás de la ejecución de la prueba de tracción diametral, los resultados no son legítimos.⁴

4.4.4.5 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Arce de la Cruz, 2005, menciona que la resistencia a la compresión es más alta que la resistencia a la tensión en las resinas. Una forma que puede hacerse de este tipo de carga es la de dos fuerzas opuestas entre sí que incurren en un material aproximándose sobre la

misma recta.¹⁷ Las fuerzas compresivas originan en los materiales la deformación.⁴

Tomando en cuenta que la gran parte de las fuerzas masticatorias son compresivas, se torna trascendental en muchos casos valorar los materiales bajo tensiones de compresión. Esta prueba también puede ser utilizada para evaluar materiales frágiles, de forma similar a la prueba de tracción diametral. En una prueba mecánica de este tipo, una fuerza de compresión es aplicada en una probeta para acercar sus extremos. Para resinas compuestas, el formato de la probeta a ser examinado debe ser cilíndrico y la proporción de su longitud en relación a su diámetro debe ser 2:1. De igual forma al ensayo de tracción, es posible fabricar una curva tensión-deformación y calcular el límite de proporción, el módulo de elasticidad, la resistencia máxima a la tracción, la resiliencia y la tenacidad.⁴

Es una propiedad aceptable, sobre todo en los composites híbridos que pueden ser comparados con las amalgamas y con la dentina.⁷

Craig, 1998, expresa que la dureza es la resistencia que ofrece el material a la indentación o penetración permanente de su superficie.²⁰

4.4.4.6 RESISTENCIA A LA FATIGA

La resistencia a la fatiga es otra propiedad apreciable para la Odontología. Los valores de resistencia conseguidos para materiales sometidos a cargas estáticas consiguen ser algo engañosos cuando este material está sujeto a la acción de cargas cíclicas. Usualmente, ningún

material falla posteriormente de una única aplicación de carga por debajo de su resistencia máxima. Es la labor de tensiones cíclicas, que proveen el crecimiento y propagación de defectos intrínsecos en el material que producen una rápida e imprevista fractura.⁴

4.4.4.7 DUREZA SUPERFICIAL

Craig, 1998, define a la dureza como la resistencia que brinda el material a la indentación o penetración permanente de su superficie. Leung, et al., 1983, ha manifestado la correlación entre la dureza y el grado de conversión o polimerización. El grado de conversión de las resinas compuestas consigue ser determinado indirectamente mediante la determinación de la dureza superficial. La adquisición cronológica de dureza parte de la conversión de doble enlace de carbono. Hay una técnica indirecta para evaluar el grado relativo de polimerización de las resinas compuestas, que es la medición de la microdureza.²⁰

Se considera la resistencia del material a la deformación plástica y es uno de los elementos que condicionan al desgaste oclusal, lo que se encuentra claramente relacionado con la cantidad de relleno; en los composites híbridos actuales se acerca al de las amalgamas dentales.⁷

Phillips, 1991; indica que la dureza es una de las propiedades mecánicas más decisivas de la conducta y la durabilidad de las resinas compuestas, no obstante, hay muchas otras propiedades ponderables, entre ellas resistencia a la compresión, límite elástico, ductilidad y maleabilidad, resistencia a la abrasión y al corte.²⁰

La dureza superficial se puede puntualizar como la resistencia que ejerce un material al que se le haga una indentación permanente en su superficie.¹⁷

La gran totalidad de las pruebas de laboratorio son ejecutadas con el propósito de investigar características del cuerpo del material. No obstante, las características de superficies asimismo son factores concluyentes cuando un material está en función en el ambiente bucal. La dureza no es una propiedad intrínseca del material y, asimismo, no puede ser puntualizada necesariamente en términos de unidades fundamentales de masa, longitud y tiempo. De manera abreviada, podemos concluir que la dureza es la medida de la resistencia de un material a la penetración. La dureza igualmente es considerada un indicativo indirecto de la resistencia del material al desgaste en la cavidad bucal. Esta propiedad es habitualmente utilizada como un indicador de la capacidad de un material de resistir a las rayaduras. Así que, materiales acrílicos son simplemente rayados por ser evidentemente blandos, mientras que aleaciones de Co/Cr no tienen predisposición a ser rayados porque ellos son respectivamente duros. Una mayor dureza significa una mayor dificultad de pulido por métodos mecánicos. El procedimiento habitual de medir un valor de dureza es a través de la medida del área de indentación dejada por un indentador de formato determinado cuando es aplicado sobre una superficie por un definitivo período. Elementalmente, existen cuatro pruebas normalizadas para expresar la dureza de los materiales: dureza Brinell, Rockwell, Vickers y Knoop.⁴

La prueba de dureza de Brinell radica en indentar la probeta con una bola de acero dura, de 10mm de diámetro. Este procedimiento es bastante utilizado para metales y aleaciones metálicas. El ensayo de dureza Rockwell reside en la aplicación de un indentador de diamante en formato cónico o un indentador esférico de acero duro. Esta prueba es prácticamente empleada para materiales plásticos, utilizados en la práctica Odontológica. Las pruebas de dureza de Vickers y Knoop usan un indentador de diamante. La prueba de dureza de Vickers es utilizada para materiales que prácticamente no tienen ningún tipo de recuperación elástica. La prueba Knoop es más flexible en esta condición ya que considera la posible deformación elástica que la probeta puede sufrir durante la penetración por un indentador de diamante.⁴

4.4.4.8 RESISTENCIA AL DESGASTE

Representa una de las mayores desventajas de las resinas, igualmente como la contracción de polimerización. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva al desgaste de la forma anatómica de las restauraciones, reduciendo la longevidad de la misma. En la cavidad bucal el desgaste ocurre de manera distinta; en la clase III y V se da por cepillado; y para las clases I y II por el estrés durante la masticación. Un gran desgaste oclusal es mediado por la localización y tamaño de la preparación, siendo que las técnicas de pulido también intervienen. Las restauraciones de resina se encuentran más sujetas al desgaste por la abrasión en presencia de placa bacteriana ya que el ácido acético y propiónico originan el desgaste de la matriz resinosa, especialmente con

gran cantidad de Bis-GMA. Generalmente cuanto mayor es el contenido de carga, mayor resistencia a la abrasión, visto que estas partículas no experimentan abrasión, siendo removidas por el desgaste de la matriz que las rodea. En el periodo de los ochenta, el desgaste por año de una resina era tres veces mayor que el de la amalgama, recordando que hacía 10 años era casi 20 veces mayor, (Lossio, 1990). En la actualidad ese desgaste, según Capel Cardoso, está por la vuelta de 1,5 veces al de la amalgama. La amalgama es, consecuentemente, considerando la resistencia al desgaste, el mejor material restaurador.²¹

El desgaste de un composite es un fenómeno complejo. Además de una degradación química-hidrolítica subyacente de sus componentes, se puede originar una degradación física atribuible a otros dos factores: la fatiga, relacionada a las tensiones intermitentes; la abrasión, relacionada a la indentación y la deformación de arañazos. Aparte del composite, el desgaste clínico induce la aparición de irregularidades en la superficie de la restauración, debido en parte al rayado de las partículas de microrelleno y parcialmente a la pérdida de partículas y a la fricción en el caso de los composites de macrorrelleno.¹⁷

La cavidad bucal es un ambiente respectivamente severo tanto para la implantación de una restauración como una prótesis y por consiguiente la resistencia al desgaste puede ser una propiedad significativa para valorar la durabilidad de un material restaurador. El desgaste se puede dar por un único o varios mecanismos, que pueden tener un principio mecánico o químico. El desgaste producido por dentífricos abrasivos o alimentos es llamado desgaste abrasivo, y la dureza

del material es usada como indicadora de la resistencia del material a este tipo de abrasión.⁴

La resistencia al desgaste es uno de los aspectos de análisis de los composites, el desgaste superficial está claramente relacionado con la mayor o menor cantidad de matriz orgánica. Dicho desgaste se origina con un desgaste de sustancia de la matriz orgánica más superficial, seguida por una exfoliación del relleno.⁷

4.4.4.9 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Fundamentalmente, la resistencia a la flexión, la resistencia transversal o el módulo de ruptura es un experimento de resistencia que radica en una barra sujeta a ambos lados, o un disco sujeto sobre un círculo de soporte inferior, sometido a una carga estática.⁸

La resistencia a la flexión de un material pertenece a su capacidad de resistir a la curvatura. Este tipo de tensión es muy común en la cavidad bucal, especialmente cuando prótesis fijas son elaboradas en ella. Esta prueba también es llamada de resistencia a la curvatura o resistencia transversal. Para valorar la resistencia de un material a este tipo de ensayo, es inevitable aplicar una carga continua en el centro de una barra soportada por dos soportes hasta que se dé la fractura de la probeta. Tensiones de compresión son provocadas en la superficie de aplicación de la carga y tensiones de tracción son inducidas en el lado opuesto. Las dimensiones estandarizadas por la International Organization for Standardization (ISO) para elaboración de este tipo de probeta es de 25mm de longitud, 2mm de altura y 2mm de ancho; no obstante, Muench et al.,

2005, dice que cuerpos menores para materiales como resinas compuestas han sido recomendados.⁴

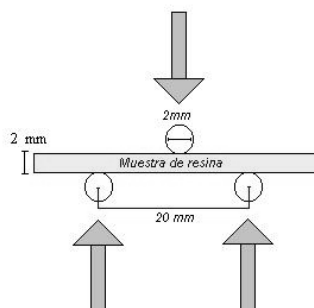


Gráfico N° 1. Diagrama de la prueba de flexión en tres puntos

La resistencia flexural o módulo de rotura como suele denominarse esta propiedad, es la resistencia que ofrece un material al ser flexado, cuando se aplica esta fuerza al centro del material, descansando sus extremos en soportes que repartirán equitativamente la fuerza aplicada. Al momento que esta carga se aplica, la muestra se flexiona, la deformación consiguiente se revela en la disminución de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tracción). Conformemente es posible creer que las tensiones primordiales que actúan sobre la superficie superior son compresivas, mientras que las que se ejercen sobre la superficie inferior son traccionales. Por lo tanto, cuando un material no logra un equilibrio entre dichas tensiones se produce la fractura. Las restauraciones dentales y, notoriamente, las piezas dentarias están sometidas a tensiones tangenciales (de corte), traccionales, compresivas y también se producen tensiones flexurales (que generan una flexión, deflexión). La ruptura, cuyo análisis determina la resistencia flexural,

establece el estudio de tensiones complejas, es decir, la combinación de todos los tipos de tensiones principales. Tomando en consideración lo que se ha expuesto, el material que se elija deberá tener la flexibilidad y la resistencia flexural afines para poder deformarse sin dislocarse y/o romperse frente a la deflexión causada. Las tensiones que se forman en un material al actuar las fuerzas de oclusión deben tenerse en cuenta clínicamente. En oclusión actúan fuerzas promedio de alrededor de 70-90 Newton.²²

La resistencia a la flexión de los materiales se armoniza con su módulo de elasticidad, así que si la primera es alta el módulo de elasticidad lo será asimismo (Attin, Vataschki, Hellwig, 1996). El módulo de elasticidad refiere la relación entre el estrés y la deformación que un material experimenta para una carga determinada (Abe, 2001), es por ende una medida de la rigidez relativa de un material (Sabbagh y cols, 2002). Generalmente, el módulo de elasticidad de los materiales ha de ser similar al tejido dentario; en las restauraciones de clase V los materiales deben tener un módulo de elasticidad que les permita deformarse durante la flexión del diente, mientras que en las cavidades de clase II el módulo de elasticidad debe ser lo adecuadamente alto como para aguantar las deformaciones y evitar a fractura de las cúspides (Xu et al., 1998). (Abe, 2001) Un material más rígido requerirá una carga mayor para deformarse.¹⁸

Arce de la Cruz, 2005, menciona que para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas compuestas, se ha confeccionado una unidad de precalentamiento de resinas compuestas llamada Calset, preparado para llevar a las resinas a una temperatura de 54.5 °C anterior a

su fotopolimerización. Arce realizó un estudio donde se comparó la dureza superficial en situaciones convencionales y con el aumento de temperatura previa a la fotopolimerización. Para dicho trabajo se manejaron tres grupos de resinas compuestas; Grupo A: Filtek Supreme (3M ESPE) “nanopartículas”, Grupo B: Tetric Ceram (Vivadent) y Grupo C: Z250 (3M ESPE) “microhíbridas”, cada grupo estuvo compuesto por 10 especímenes (discos de resina de 2mm de grosor y 8mm de diámetro), cinco fueron sometidas a procedimiento convencional de polimerización y las otras cinco sometidas al aumento de temperatura previa a la polimerización; se calculó la dureza Vickers en ambas superficies de las muestras. Los resultados se examinaron según la prueba de T Student ($p \leq 0,05$) para la comparación entre ambos procedimientos, donde se encontró diferencias reveladoras solo en la superficie 2 (base de la muestra) para los grupos B y C con un $p \leq 0,04$ y $p < 0,05$ correspondientemente; por lo que se concluyó que el incremento de temperatura a través del Calset ($54,4^{\circ}\text{C}$) crea una mayor dureza superficial en las resinas microhíbridas correspondientes a los grupos B y C, a un nivel que de modo convencional no es posible.¹⁷

Kogan (2006), efectuó un estudio in vitro para valorar una técnica de cementación de restauraciones de cerómero utilizando resina restaurativa como medio cementante precalentada a $140^{\circ}\text{F}/60^{\circ}\text{C}$. Se elaboraron 30 restauraciones las cuales posteriormente de cementadas, se comprobó el medio de cementación con un anillo de dureza Barcol 75. Los resultados expusieron una completa polimerización en todas las muestras con grosores menores a 2,6mm. Kogan indica que la técnica de

cementación de restauraciones de cerómero con grosores menores a 2,6mm y libres de metal con una resina restaurativa, precalentada a 140°F/60°C, durante 10 minutos, es una elección factible, que provee ventajas como mejor calidad del margen, correcto asentamiento, fácil manipulación y disminución del tiempo de trabajo clínico. Recomienda seguir un protocolo claro y sencillo que permita el beneficio de la tecnología actual, al mismo tiempo, recomienda repetir el estudio, evaluando diferentes tiempos de trabajo para tratar de simplificar aún más la técnica.²³

Hernández, menciona que los valores de resistencia flexural y de módulo de flexión sirven para determinar qué cantidad el material puede modificarse frente a una carga firme y volver a su estado original antes de la aplicación de la fuerza. Esto proporciona un parámetro que puede ser usado para determinar si el material es adecuadamente resistente para cumplir con sus funciones dentro de la cavidad bucal.²⁴

Arce Muñoz, 2005 indica que una manera de valorar el aspecto biomecánico de las resinas microhíbridas es por medio de pruebas mecánicas de compresión, flexión y tensión. Dichas pruebas, encuadradas dentro de parámetros de la física aplicada a la Odontología, establecen variedad de fuerzas estáticas y dinámicas a las que son sometidas las resinas en la cavidad oral, como consecuencia de la acción fisiológica de los músculos del sistema estomatognático. Una potencia que se ejerce sobre un cuerpo induce dentro de él una reacción opuesta que se llama tensión. Prácticamente, se puede medir la tensión como el resultado de dividir la fuerza aplicada sobre un área de superficie por la

dimensión de la superficie. Cuando las fuerzas tienden a comprimir o disminuir el tamaño de un cuerpo, el resultado se denomina fuerza de compresión (carga compresiva). Al contrario, si lo hacen en dirección opuesta, para extender o alargar un cuerpo, se denominan fuerzas de flexión. Las tensiones provocadas en el cuerpo son de compresión o de flexión, según la fuerza aplicada y el comportamiento del material.²⁵

Arce Muñoz (2005), realizó un estudio donde se comparó las fuerzas de resistencia a la compresión, flexión y tensión de dos resinas microhíbridas disponibles en el mercado Miris (Coltene) y Esthet-X (Dentsply); estableció sus diferencias en las propiedades físico-mecánicas. En este ensayo se encontró que el módulo de flexión más alto y el porcentaje de deformación más bajo pertenecieron a la resina Miris; pero los valores de resistencia a la compresión en esta marca de resina fueron menores a los demostrados por la resina Esthet-X, la cual reveló valores más bajos de resistencia a la flexión y valores de resistencia a la compresión más altos. Esto permitió concluir que la resina Miris es más rígida que la resina Esthet-X, pero la resina Esthet-X resiste mejor cargas compresivas. Sin embargo, ambas resinas, comúnmente, mostraron resultados tolerables como para ser usadas en el sector posterior.²⁵

Ramírez (2010), evaluó las propiedades flexurales y reológicas de cinco resinas compuestas elaboradas para restauraciones anteriores; donde se consiguió que las propiedades flexurales de la resina compuesta de nanorelleno (Filtek Z350) fue mayor a las híridas (Tetric-Ceram, InTen-S), microhíbridas (Ice dentina; Ice esmalte) y la nanohíbridas (Tetric N-Ceram). Estableció que las propiedades flexurales no están

totalmente dependidas con el porcentaje de relleno ya que resinas de la clase híbrida con similar relleno y misma marca comercial mostraron comportamientos flexurales distintos. Asimismo que la capacidad de escurrimiento no parece estar influenciada por el porcentaje de relleno, la clase y la marca comercial, ya que casi todos los grupos mostraron un escurrimiento uniforme; no obstante el Ice-dentina, parece tener una viscosidad menor lo cual puede relacionarse con una difícil manipulación.²⁶

Ruiz et al., (2003), estudiaron la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de cinco resinas compuestas microhíbridas: Tetric Ceram, Ecusit, Spectrum TPH, Filtek Z250, Degufill mineral; y dos resinas modificadas con poliácidos (compómeros): Luxat e Ionosit concluyendo que los dos materiales catalogados como resinas compuestas modificadas con poliácidos mostraron un comportamiento mecánico totalmente diferente entre sí, siendo el del Luxat comparables al de las resinas compuestas evaluadas.²⁷

Sinval A. Rodrigues Juniora y col. (2007), evaluaron la resistencia a la flexión y el módulo de Weibull de un compuesto microhíbrido y un compuesto nanofill, por medio de un ensayo de flexión a 3 y 4 puntos. Treinta muestras de Filtek Z250™ (3M/ESPE) y Filtek Supreme™ (3M/ESPE) se prepararon para cada prueba según la norma ISO 4049/2000. Después de 24 horas en agua destilada a 37 °C, las muestras fueron sometidas a un ensayo de flexión a 3 y 4 puntos, con una máquina universal de ensayos DL2000 (EMIC) con una velocidad de 1 mm / min. Los datos de resistencia a la flexión fueron calculados y presentados en t de Student ($\alpha = 0,05$) y la estadística de Weibull. Las superficies de

fracturas se examinaron con base en los principios fractográficos. Los dos compuestos presentaron fuerzas equivalentes en los dos métodos de prueba. No obstante, las pruebas de diseños afectaron elocuentemente la resistencia a la flexión del compuesto microhíbrido y el compuesto nanofill. La resistencia a la flexión según lo medido por la prueba de flexión a 3 puntos es superior a la prueba de flexión a 4 puntos.²²

Hidalgo JJ et al. (2000), estudió los efectos que causan el envejecimiento artificial en un cemento de ionómero de vidrio, un compómero y una resina compuesta microhíbrida, concluyendo que la exposición continuada a la luz ultravioleta y calor de los materiales resinosos, mejora algunas de sus propiedades físico-mecánicas. Por tal razón, la fotopolimerización repetida de estos materiales en clínica, puede ser interesante bajo condiciones especiales de “estrés”.²⁸

Villegas (2005), ejecutó un análisis comparativo in vitro de la tensión diametral en restauraciones elaboradas con resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas y lámparas LED concluyendo que no hay diferencias estadísticamente significativas respecto a utilizar uno u otro sistema de polimerización.²⁸

Goncalves et al. (2006), analizó la influencia de la polimerización adicional en las propiedades de una resina de nanorrelleno (Ormocer) a través de sus propiedades mecánicas, concluyendo que el método de aplicación de calor y presión de vapor aumentó las propiedades mecánicas, pero, no estadísticamente el control en cuanto a la resistencia a la compresión y al módulo de elasticidad.²⁸

No obstante, aún con todas las ventajas que las resinas compuestas actuales muestran, se puede anunciar que, en el futuro, las modificaciones van a volver a estos materiales aún más fascinantes, sea por mejorar sus propiedades, o por facilitar su uso.⁵

4.5 COMPOSITE PRECALENTADO

La temperatura es considerada uno de los factores físicos que pueden modificar la velocidad de polimerización de las resinas compuestas, la cual al aumentar, beneficia la velocidad de reacción de polimerización. Las resinas inician siendo un fluido muy viscoso, que cambia a un sólido muy rígido, se ha comprobado que el aumento de la temperatura de los composites los hace fluir fácilmente y pueden ser curados más rápidos, se demostró que existe un aumento significativo (entre 8% y 17%) en los valores de conversión conseguidos con la fotopolimerización conducida a 54,5°C, medida con el grado de conversión en las resinas fotopolimerizadas a la temperatura ambiente.¹⁷

Actualmente, en la práctica clínica, se están usando composites precalentados. Hay nuevos estudios que valoran sus propiedades mecánicas. Con el calentamiento se disminuye su viscosidad, permitiendo colocar el material en la preparación, en lugar de tener que ser manipulado con instrumentos de forma manual. Este procedimiento permite un manejo parecido al de las resinas fluidas, pero sin sacrificar los beneficios de las propiedades mecánicas superiores de las resinas compuestas, desgaste o su contracción de polimerización. Igualmente, la disminución de la viscosidad

permite una mejor humectancia de las paredes de la preparación cavitaria en comparación con la resina compuesta a temperatura ambiente. Al mismo tiempo, permite una mejor adaptación marginal y una menor formación de gaps. Debido al calentamiento, la movilidad molecular es mayor, por lo que cabe esperar unas propiedades mecánicas optimizadas luego de la polimerización. No sucede así en el estudio de Fróes-Salgado et al., en el que las propiedades mecánicas de un composite no mejoraron al precalentarlo a 68°C con respecto a otro mantenido a temperatura ambiente. Este resultado se atribuye al rápido enfriamiento de la resina. Igualmente la viscosidad y las propiedades varían obedeciendo del tipo y marca de composite. El aumento de la temperatura del material restaurador compromete la salud pulpar. No obstante, existen estudios que indican que el composite se enfría rápidamente, el diente actúa como disipador del calor y, por ende, la temperatura inmediata a la colocación del material en la cavidad es ligeramente superior a la registrada con resina compuesta a temperatura ambiente. Todo lo que refiere al grado de conversión, la mayoría de los autores defienden un mayor grado de polimerización y sólo hay un trabajo que asevera que no varía, atribuyéndolo a su rápido enfriamiento.¹⁵

González, 2014, revela, a pesar de que la cementación con composite precalentado es un procedimiento hoy por hoy muy extendido en clínica, no tenemos constancia de que exista ningún trabajo que evalúe la resistencia adhesiva de restauraciones indirectas cementadas con resina compuesta. En contraste, sí hay autores que han determinado cómo influye la temperatura del cemento de resina en su resistencia adhesiva. En su trabajo concluyeron que

el precalentado a 60°C no era útil para los cementos ya que se aceleraba significativamente su polimerización entorpeciendo su manejo clínico.¹⁵

«El aumento de la temperatura del material restaurador compromete la salud pulpar. Sin embargo, existen estudios que demuestran que el composite se enfría rápidamente, el diente actúa como disipador del calor y, por tanto, la temperatura inmediata a la colocación del material en la cavidad es ligeramente superior a la registrada con resina compuesta a temperatura ambiente».¹⁵

5. HIPÓTESIS

La resistencia a la flexión de las resinas compuestas disminuye al precalentarlas para ser utilizadas como agente cementante en restauraciones indirectas.

6. METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio *In vitro*, experimental, analítico y comparativo, ya que fueron fabricados especímenes de resina compuesta en el laboratorio, éstos fueron sometidos a pruebas de compresión mecánica para evaluar la resistencia a la flexión de cada una de las mismas. Se realizó una comparación entre la resina sin precalentar y resina precalentada, lo que determinó si existen cambios en las propiedades mecánicas de las resinas cuando estas son sometidas a cambios de temperatura.

6.2 MATERIALES

- ✚ Cinco tubos de resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar), de 3,5gramos c/u, tono A1.
- ✚ Matrices metálicas con un espacio entre ellas de 25mm de longitud, 2mm de ancho y 2mm de espesor.
- ✚ Loseta de vidrio.
- ✚ Instrumental de operatoria dental: atacador/transportador de material (Medis Inox PFID 2).
- ✚ Tela de color negro opaco.
- ✚ Lámpara de fotopolimerización OPTILUX 501 (Kerr) en modo Ramp (1000mW/cm²).
- ✚ Bolsa de plástico hermética (ZIPLOC).
- ✚ Termómetro de agua de 76mm (IMM).
- ✚ Vaso de precipitación de 400ml (KIMAX) con agua a 60°C.
- ✚ Mantenedor de temperatura (Kitchen/Gourmet).

- ✚ Cámara fotográfica.
- ✚ Membretes
- ✚ Recipientes herméticos.
- ✚ Reloj.
- ✚ Máquina de ensayos universales (MTS Modelo 5000) del laboratorio de mecánica de materiales de la Escuela Politécnica del Ejército.
- ✚ Medidor digital de fuerza “Quantrol”.

6.3 MUESTRAS

Se fabricaron 45 bloques de resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar) tono A1 (Figura N° 1), elaborados según las especificaciones de la norma ISO 4049, que consiste de 25mm de longitud, 2mm de espesor y 2mm de ancho.



Figura N° 1. Resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar) tono A1

Sobre la tela negra opaca (para evitar que exista reflexión de luz en el fondo) se colocó la loseta de vidrio (que sirvió para obtener una superficie

lisa), luego sobre ésta se ubicó las matrices metálicas previamente confeccionadas de acuerdo a la norma ISO 4049 (Figura N°2), inmediatamente mediante un transportador de material (Medis Inox PFID2) se colocó la resina compuesta con incrementos de 1mm de espesor.

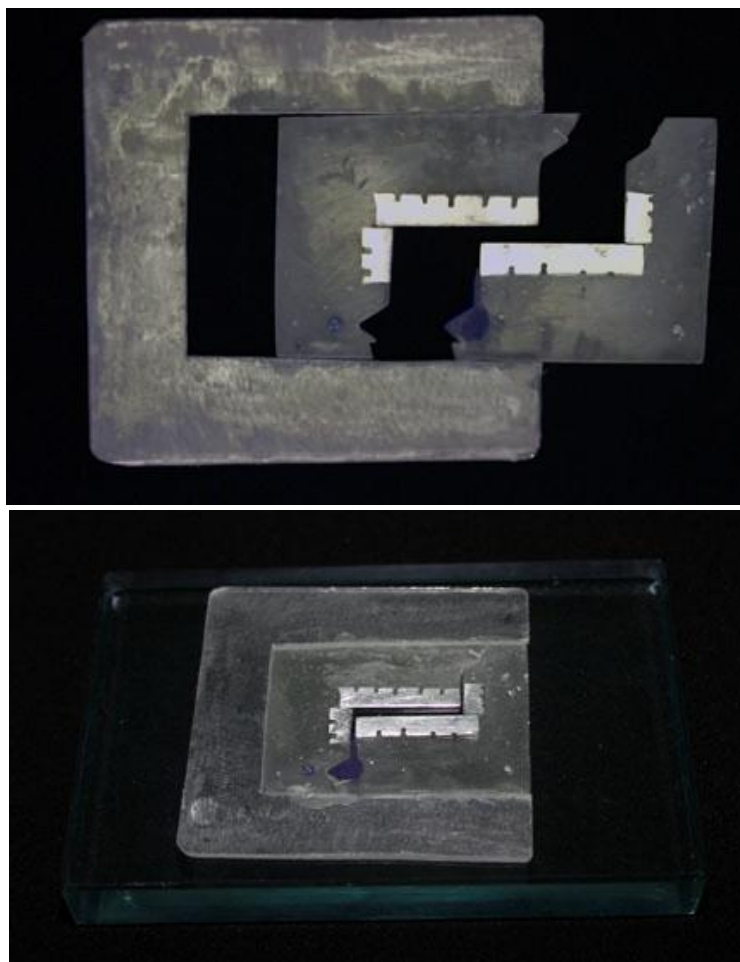


Figura N° 2. Matrices metálicas

Finalmente se fotopolimerizó mediante la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{nW}/\text{cm}^2$ de intensidad (Figura N° 3), primero en el centro de la matriz y luego a los extremos (Figura N° 4), con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y para estandarizar la distancia de

fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara.



Figura N° 3. Lámpara de fotopolimerización Optilux 501 (Kerr).

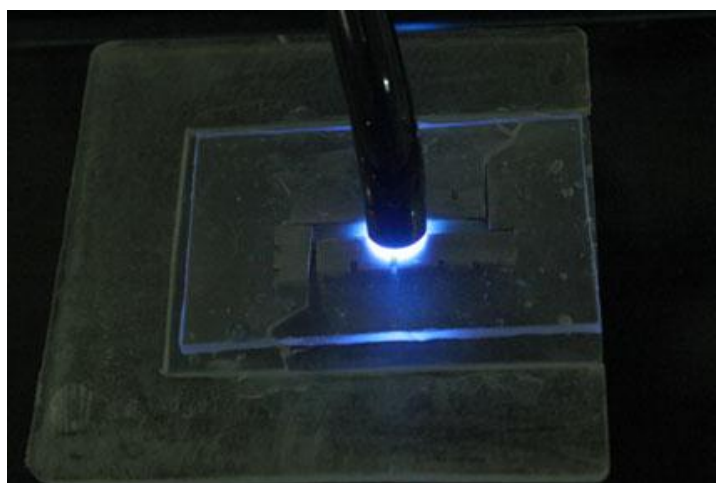


Figura N° 4. Fotopolimerización

6.3.1 Criterios de Inclusión

Bloques de resina compuesta Tetric N-Ceram (Ivoclar) tono A1, elaborados según las especificaciones de la norma ISO 4049, es decir, de 25mm de longitud (Figura N° 5), 2mm de espesor y 2mm de ancho (Figura N° 6), y que no presenten fisuras ni fracturas.



Figura N° 5. Bloque de resina de 25mm de longitud

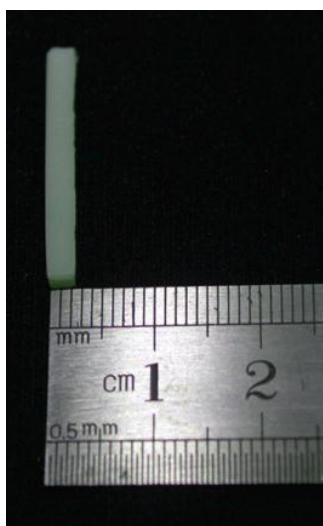


Figura N° 6. Bloque de resina de 2mm de espesor y 2mm de ancho

6.3.2 Criterios de Exclusión

Bloques de resina compuesta elaborados de tal manera que no cumplan con las especificaciones y dimensiones mencionadas por la norma ISO 4049. Además bloques de resina fisurados, con espacios huecos, burbujas o fracturados (Figura N° 7 y 8).

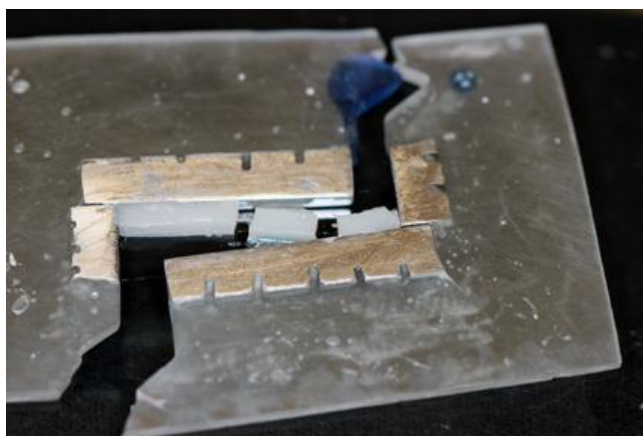


Figura N° 7. Bloque de resina recién elaborado y fracturado



Figura N° 8. Bloques de resina fracturados excluidos de la prueba de flexión

6.3.3 Grupos de estudio

Se estableció 7 grupos de estudio distribuidos de la siguiente manera: grupo control (Gc) conformado por 15 bloques de resina; grupo A (GA), grupo B (GB), grupo C (GC), grupo D (GD), grupo E (GE) y grupo F (GF), integrados por 5 bloques de resina cada uno (Tabla N° 1).

Grupos (G)	Número de muestras	Tiempo de precalentado 60°C
Grupo control (Gc)	15	Sin precalentar
Grupo A (GA)	5	10min
Grupo B (GB)	5	20min
Grupo C (GC)	5	30min
Grupo D (GD)	5	40min
Grupo E (GE)	5	50min
Grupo F (GF)	5	60min

Tabla N° 1. Grupos de estudio

Para la elaboración de los grupos de estudio de resina precalentada se sumergió primeramente la resina compuesta en el vaso de precipitación con agua a 60°C durante 10 minutos para el grupo A, seguidamente se calentó 10 minutos más para el grupo B (total 20min), 10 minutos más para el grupo C (total 30min); 10 minutos más para el grupo D (total 40min); 10 minutos más para el grupo E (total 50min) y 10 minutos más sumergida la resina compuesta en agua a 60°C para el grupo F (total 60min).

El proceso de precalentar la resina con incrementos de 10 minutos fue considerando la técnica “Noe” para cementar de 6 a 12 carillas (“de dos en dos”). Es preciso señalar que todo el procedimiento de elaboración de muestras, precalentado de la resina compuesta y colocación de la resina en las matrices metálicas fue realizado por un solo operador con una misma técnica.

6.4 ELABORACIÓN DE MUESTRAS

La propiedad mecánica denominada resistencia flexural de las resinas compuestas se determina mediante un test de flexión en tres puntos de acuerdo con la norma ISO 4049.

✚ **Grupo control.** La confección del grupo control (Gc) se realizó con la resina compuesta sin precalentar, la cual se colocó en las matrices metálicas con incrementos de resina de 1mm de espesor (Figura N° 9) hasta completar el espesor del molde (Figura N° 10) y luego se aplicó luz de fotopolimerización mediante la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara.



Figura N° 9. Resina compuesta sin precalentar colocada en las matrices metálicas con incrementos de resina de 1mm de espesor.

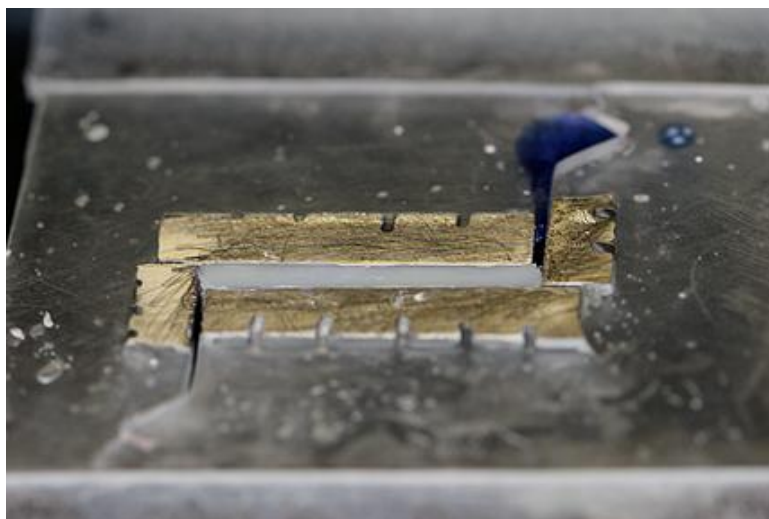


Figura N° 10. Resina compuesta sin precalentar de 2mm de espesor.

- ✚ **Grupo A.** Para la fabricación de los bloques del grupo A (GA), se colocó en primer lugar la resina compuesta dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), las mismas que fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C durante diez minutos,

durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde si se va a cementar dos carillas según técnica “Noe” (total 6-12 carillas). Acto seguido se colocó con técnica incremental de 1mm de espesor la resina en las matrices y se fotopolimerizó utilizando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 11).



Figura N° 11. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo A.

✚ **Grupo B.** La preparación de los bloques correspondientes al grupo B (GB) consistió en colocar de forma similar la resina compuesta dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), las mismas que fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C, aumentando 10min más de tiempo de calentado (cumpliendo un total 20minutos), durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde si se va a cementar cuatro carillas según técnica “Noe” (total 6-12carillas), seguidamente con técnica incremental de 1mm de espesor se ubicó la resina en las matrices y se fotopolimerizó usando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 12).

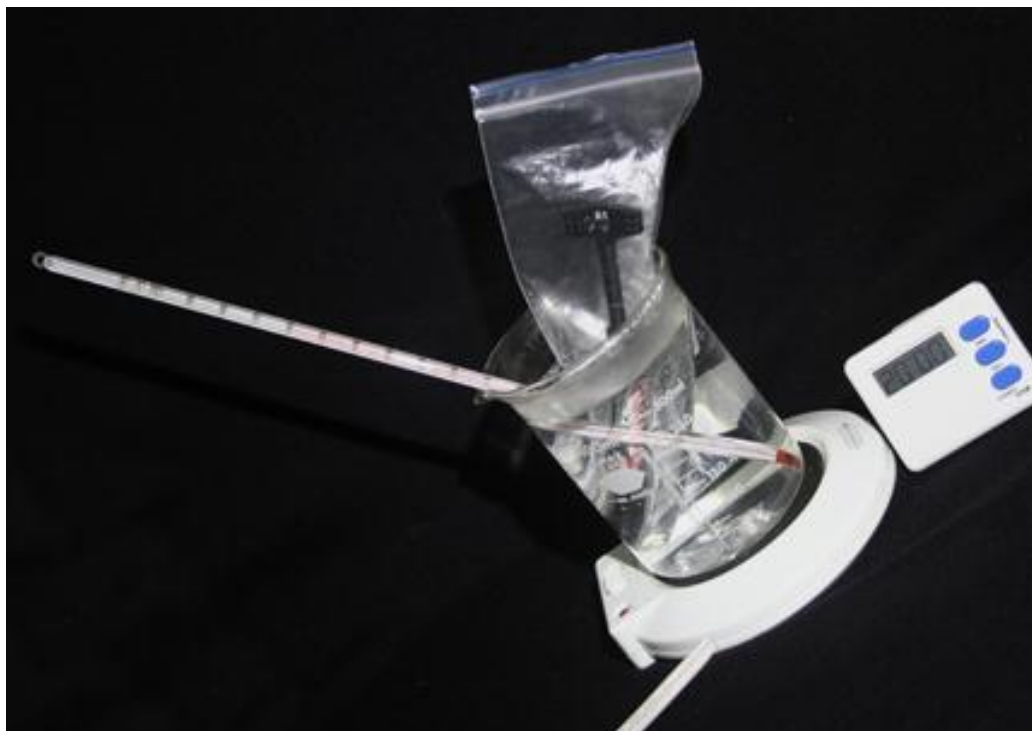


Figura N° 12. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo B.

✚ **Grupo C.** La elaboración de los bloques del grupo C (GC) se realizó colocando la resina compuesta dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), las mismas que fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C, aumentando 10min más de tiempo de calentado (cumpliendo un total 30minutos), durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde si se va a cementar seis carillas según técnica “Noe” (total 6-12 carillas); inmediatamente con técnica incremental de 1mm de espesor se colocó la resina en las matrices y se fotopolimerizó usando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada

aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 13).



Figura N° 13. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo C.

✚ **Grupo D.** Para la fabricación de los bloques experimentales correspondientes al grupo D (GD) se colocó la resina así mismo dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), las mismas que fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C, ampliando 10min más de tiempo de calentado

(cumpliendo un total 40 minutos), durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde si se va a cementar ocho carillas según técnica “Noe” (total 6-12 carillas); seguidamente con técnica incremental de 1mm de espesor se puso la resina en las matrices y se fotopolimerizó usando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 14).



Figura N° 14. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo D.

✚ **Grupo E.** La preparación de los bloques del grupo E (GE) consistió en ubicar de forma similar la resina compuesta dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), estas fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C, extendiendo 10min más de tiempo de calentado (cumpliendo un total 50minutos), durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde si se va a cementar diez carillas según técnica “Noe” (total 6-12 carillas); seguidamente con técnica incremental de 1mm de espesor se puso la resina en las matrices y se fotopolimerizó usando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 15).



Figura N° 15. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo E.

- ✚ **Grupo F.** Finalmente para la fabricación de los bloques del grupo F (GF), se colocó la resina compuesta dentro de una bolsa de plástico hermética (Ziploc), las mismas que fueron sumergidas en un vaso de precipitación (KIMAX 400ml) con agua a una temperatura de 60°C, aumentando 10min más de tiempo de calentado (cumpliendo un total 60minutos), durante los cuales se mantuvo la temperatura con un aparato de calentamiento casero (Kitchen/Gourmet); este tiempo de precalentado de la resina corresponde

si se va a cementar doce carillas según técnica “Noe” (total 6-12 carillas); seguidamente con técnica incremental de 1mm de espesor se puso la resina en las matrices y se fotopolimerizó usando la lámpara Optilux 501 (Kerr) en modo Ramp a $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ de intensidad, primero en el centro del bloque y luego a los extremos, con un tiempo de 20 segundos en cada aplicación y entre cada incremento y para estandarizar la distancia de fotopolimerización se utilizó un acetato rígido de 2mm espesor colocado entre las matrices y la punta de la lámpara (Figura N° 16).



Figura N° 16. Resina precalentada para elaboración de bloques de estudio del grupo F.

6.4.1 Nomenclatura y almacenamiento de muestras

Una vez fabricados todos los bloques experimentales de resina compuesta, cada grupo se almacenó y ordenó en recipientes cerrados e individuales, para posteriormente ser sometidos a la prueba de resistencia a la flexión (Figura N° 17).



Figura N° 17. Bloques de resina distribuidos en sus respectivos grupos

6.5 PRUEBA DE RESISTENCIA FLEXURAL

Una vez confeccionadas las muestras, estas fueron sometidas a la prueba de resistencia a la flexión en la máquina de ensayos universales (MTS Modelo 5000) del laboratorio de mecánica de materiales de la Escuela Politécnica del Ejército (ESPE) (Figura N° 18), la misma que aplicó fuerza en los bloques a una velocidad de 1.7mm/min, lo que dio como resultado que los bloques de resina compuesta se fracturen.



Figura N° 18. Máquina de ensayos universales MTS Modelo 5000.

Durante este procedimiento los bloques fueron apoyados en dos puntos en los extremos de ellos, los cuales quedaron separados a 20mm. La fuerza que emitió la máquina fue aplicada en la superficie opuesta a los puntos de apoyo, es decir, en un punto equidistante de los dos anteriores (centro del bloque) (Figura N° 19).



Figura N° 19. Bloque de resina colocado en dispositivo para prueba de flexión.

Una vez que la maquina entró en función, un dispositivo fue bajando lentamente (1.7mm/min) hasta entrar en contacto con los bloques de resina, esto originó fuerza de compresión en el centro y de tensión en los extremos hasta que se provocó la fractura (Figura N°20). Las medidas fueron registradas por un aparato digital que mide la fuerza “Quantrol” (Figura N°21). Los datos que se obtuvieron fueron en newtons y se los transformó en MPa.

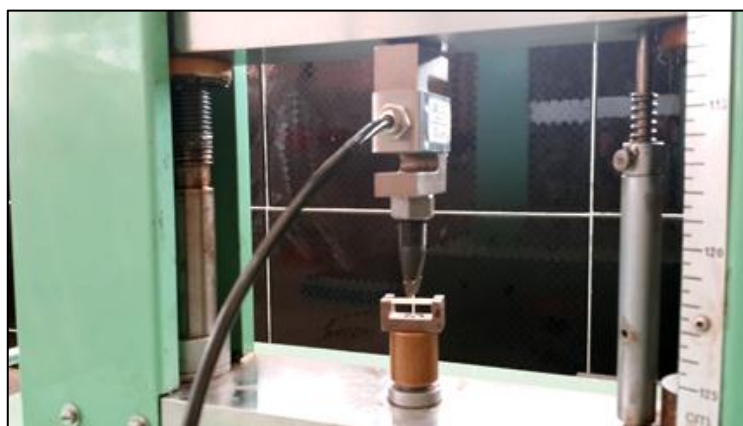


Figura N° 20. Bloque de resina en prueba de flexión.

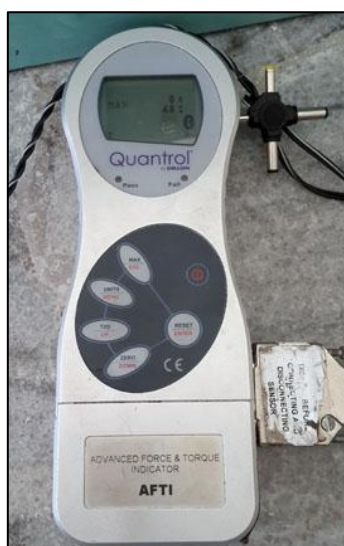


Figura N° 21. Medidor de fuerza Quantrol.

7. RESULTADOS

Con el propósito de comparar estadísticamente los valores obtenidos de la prueba de resistencia a la flexión de cada una de las muestras de resina compuesta sin precalentar y precalentada se ha clasificado en las siguientes tablas que integran a cada grupo.

✚ Resistencia flexural de las muestras del grupo control (Gc).

N° Muestra	Esfuerzo flector (Mpa)
1	84,94
2	94,18
3	91,5
4	107,01
5	77,56
6	97,6
7	81,9
8	84,3
9	89,09
10	90
11	68,6
12	47,15
13	92,89
14	77,55
15	94,19
TOTAL	1278,46
Media aritmética	85,23 Mpa

Tabla N° 2. Resina compuesta sin precalentar

En la tabla N° 2 podemos observar el resultado de la prueba de flexión realizada a las muestras que integran el grupo de control (resina compuesta sin

precalentar), donde se obtuvo una media aritmética de 85,23Mpa de resistencia a la flexión.

Resistencia flexural de las muestras de los grupos de estudio

MUESTRA	GRUPO					
	A	B	C	D	E	F
1	95,07	98,26	100,04	83,26	95,83	91,06
2	96,07	96,92	100,02	94,98	75,33	100,20
3	106,53	90,24	95,90	82,08	110,53	109,14
4	83,34	99,31	98,33	99,80	92,21	99,80
5	99,09	102,67	71,59	103,50	107,84	96,07
TOTAL	480,1	487,4	465,88	463,62	481,74	496,27
Media	96,02 Mpa	97,48 Mpa	93,18 Mpa	92,72 Mpa	96,35 Mpa	99,25 Mpa

Tabla N° 3 Resina compuesta precalentada

En la tabla N° 3 se indica el resultado de la prueba de flexión efectuada a las muestras que integran los grupos de estudio de resina compuesta precalentada.

En la tabla N°4 podemos observar el promedio de resistencia a la flexión de los respectivos grupos de estudio. Donde se demuestra que existe una menor resistencia en el grupo control y mayor resistencia a la flexión en el grupo donde se precalentó la resina en agua a 60°C durante 60 minutos.

GRUPOS						
Control	A	B	C	D	E	F
85,23 Mpa	96,02 Mpa	97,48 Mpa	93,18 Mpa	92,72 Mpa	96,35 Mpa	99,25 Mpa

Tabla N° 4. Promedio de resistencia a la flexión grupos de estudio

En el siguiente gráfico se demuestra una comparación de los valores promedios de resistencia a la flexión en cada muestra de los respectivos grupos de estudio. En este se observa claramente una mayor resistencia a la flexión en el grupo donde se precalentó la resina en agua a 60°C durante 60 minutos.

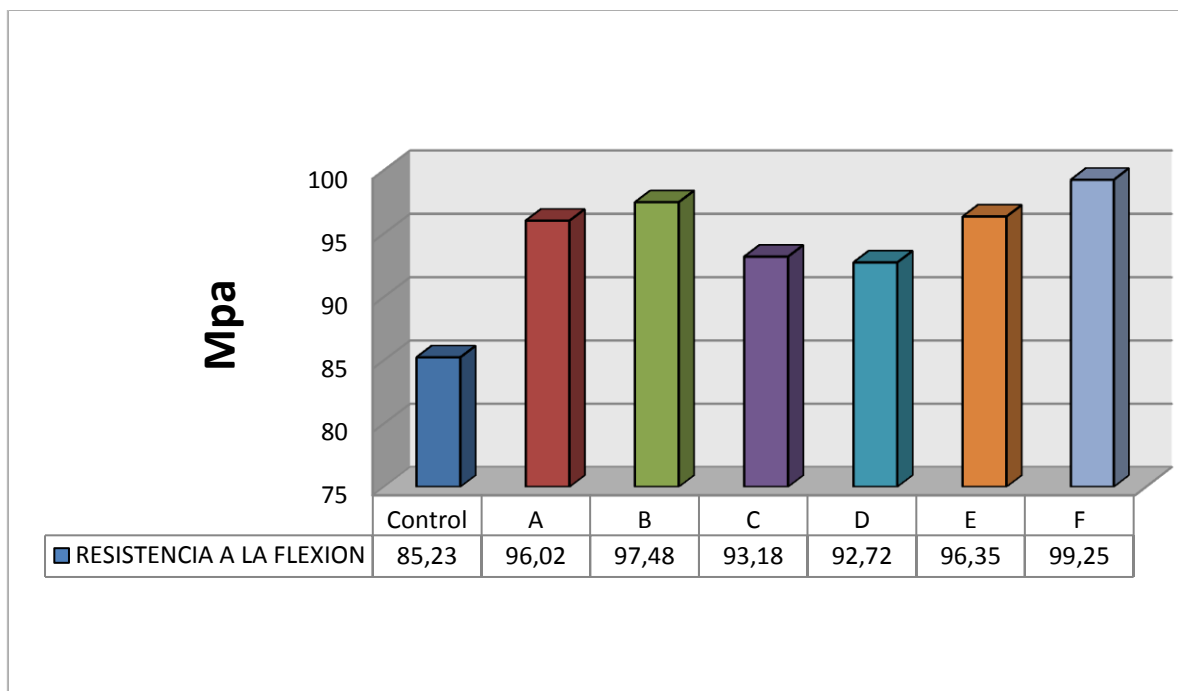


Gráfico N° 2. Promedio de resistencia a la flexión grupos de estudio

En definitiva, de acuerdo a los resultados que se consiguieron en este estudio se puede mencionar que el proceso de precalentar la resina compuesta en agua a 60° durante un tiempo considerado entre 10-60 minutos aumenta su resistencia a la flexión, y ya que al mejorar ésta propiedad mecánica puede ser utilizada posteriormente para realizar restauraciones directas.

8. DISCUSIÓN

La Odontología Restauradora en la última década ha obtenido profundos cambios en los procedimientos diagnósticos y clínicos, así como en los métodos técnicos de laboratorio dental. Este progreso, debido principalmente al rápido desarrollo de diferentes biomateriales dentales y a las adecuadas técnicas de manejo clínico, ha permitido obtener restauraciones biocompatibles que logran mimetizar perfectamente el color del material de restauración con relación a la estructura de la corona dental y brindan una rehabilitación altamente estética.

Solucionar situaciones clínicas mediante restauraciones biocompatibles elaboradas de materiales estéticos es una realidad actual y los procedimientos adhesivos indirectos constituyen una parte muy importante entre las innumerables modalidades de tratamiento disponibles en la Odontología restauradora y estética, no obstante, una serie de elementos interdependientes constituyen el éxito clínico de estas restauraciones indirectas, entre ellos, la correcta selección y manejo del agente cementante.

La selección del agente cementante plantea un problema determinante debido a las propiedades que este debe presentar, como son capacidad para fluir, polimerización, viscosidad, tiempo de fraguado, etc. No obstante, es trascendental disponer de suficiente tiempo de trabajo para el correcto asentamiento de las restauraciones y para eliminar el exceso de cemento. Con relación a este factor Magne (2004) plantea utilizar como agente cementante a los composites fotopolimerizables restauradores siempre que se aplique un tiempo de polimerización amplio. Las resinas compuestas fotopolimerizables presentan grandes ventajas como son su fácil manipulación, consistencia idónea, estabilidad de color, alto contenido de relleno y principalmente el tiempo de trabajo ilimitado.

Es importante recordar que la viscosidad de las resinas compuestas está inversamente relacionada con la temperatura, por tal razón, Magne sugiere colocar la jeringa de resina dentro de una bolsa cerrada y sumergirla en agua templada, lo que reducirá el grosor de la película.

Dietschi y Spreafico igualmente recomiendan la cementación de restauraciones libres de metal utilizando resina restaurativa como agente de cementación, esto proporciona ciertas ventajas como una mejor calidad de margen (es una resina con relleno), más fácil de limpiar y terminar (no se chorrea el cemento por todos lados) y principalmente mayor control de polimerización, lo cual permite un correcto asentamiento de la restauración (Kogan, 2006).

Se considera a la temperatura como uno de los elementos físicos que son capaces de modificar la velocidad de polimerización de las resinas compuestas, esta aumenta y beneficia la velocidad de reacción de polimerización, además, el aumento de temperatura de las resinas las hace fluir fácilmente.

Clínicamente, hoy por hoy se están utilizando composites precalentados, ya que se disminuye su viscosidad facilitando su manipulación, no obstante, se ha mencionado que el aumento de temperatura del material restaurador puede comprometer la salud pulpar, aunque en otros estudios aluden que el composite se enfría rápidamente, ya que el diente actúa como disipador de calor y, por consiguiente, la temperatura inmediata a la colocación de la resina en el diente es ligeramente mayor a la registrada con resina compuesta a temperatura ambiente (González, 2014).

Considerando lo mencionado por Lowe (2008), que para el proceso de cementación se debe seguir un protocolo ordenado principalmente cuando se realizan restauraciones adyacentes, es decir, colocar y cementar de 8 a 10

restauraciones indirectas al mismo tiempo. Lowe propone la técnica de cementación “Noah”, donde se colocaría las restauraciones indirectas junto con el agente cementante en las preparaciones de “dos en dos”.

Igualmente tomando en cuenta lo indicado por Magne (2004), precalentar las resinas compuestas en agua templada y utilizarlas como agente de cementación, surge la incertidumbre de que si la resina compuesta utilizada y sometida a múltiples cambios de temperatura para ser usada como agente cementante podría sufrir alteraciones en sus propiedades mecánicas, específicamente en la resistencia a la flexión y si esta misma resina compuesta podría ser utilizada posteriormente para realizar restauraciones directas.

La resistencia a las diversas fuerzas a las que puede ser sometido un material en la cavidad bucal es un factor importante que se debe considerar para evaluar la calidad del material que se piensa utilizar en restauraciones dentales en el sector posterior. Del mismo modo existen otros parámetros significativos como la adhesión, los cambios dimensionales y la estética. Desde el punto de vista de las propiedades de los biomateriales de obturación dental, estos deben presentar valores máximos de resistencia a la flexión, tensión y compresión para su buen funcionamiento en boca. Diferentes artículos reportan que el módulo elástico de un material obturador definitivo correcto debe estar por encima del módulo elástico de la dentina para que llegue a ser lo más similar posible al módulo elástico del esmalte dental, con el propósito de que sea capaz de soportar el impacto directo de las fuerzas masticatorias.

En esta investigación se estudiaron muestras elaboradas de resina compuesta sin precalentar y precalentada, en las cuales se evaluó las propiedades

mecánicas de siete grupos, concretamente la resistencia flexural. Para calcular el comportamiento mecánico flexural o la resistencia a la flexión se empleó la prueba de viga de tres puntos; que es la prueba estandarizada para estudiar la distribución de tensiones en resinas compuestas.

De acuerdo a lo realizado en nuestro estudio podemos mencionar que el proceso de precalentar o someter a la resina compuesta a un aumento de temperatura indudablemente mejora su capacidad para fluir. Es decir, durante el procedimiento de elaboración de muestras se pudo observar que la resina compuesta sin precalentar presenta mayor viscosidad que la resina precalentada, por lo tanto, se confirma lo que indica Magne (2004) que la viscosidad de las resinas de composite está inversamente relacionada con la temperatura y que sumergir la misma en agua templada reducirá el grosor de la película. Evidentemente al momento de utilizar resina compuesta precalentada para cementar carillas facilitará el correcto asentamiento de las restauraciones y la eliminación de excesos de resina.

Igualmente se ratifica lo que menciona González (2014), que con el calentamiento de las resinas se disminuye su viscosidad, lo que permite colocar con más facilidad el material en la preparación. Se corrobora lo que indican Dietschi y Spreafico en Kogan (2006), cementar restauraciones indirectas con resina compuesta es más fácil de limpiar y terminar, es decir, que el cemento no se chorrea por todos lados, va a existir un mayor control de polimerización y consecuentemente un correcto asentamiento de la restauración.

Durante el proceso de elaboración de los bloques de resina compuesta utilizados en este estudio se pudo apreciar que la resina que se precalentó en

agua a 60°C queda en el tubo o recipiente de presentación a la misma temperatura del agua (60°C), y que si esta es colocada directamente sobre un diente vital preparado para recibir una restauración puede causar alteraciones a nivel pulpar. Coincidiendo con lo expresa González (2014), que “el aumento de la temperatura del material restaurador compromete la salud pulpar”, sin embargo, existen estudios que demuestran que el composite se enfría rápidamente y que el diente actúa como disipador del calor.

Podemos indicar que en la fabricación de las primeras muestras de cada grupo de resina precalentada como son: la primera del grupo B (resina precalentada 20 minutos), primera y segunda del grupo C (resina precalentada 30 minutos) y primera y segunda muestra del grupo E (resina precalentada 50 minutos), se fracturaron a pesar de que ya se hizo la respectiva fotopolimerización. Por lo tanto consideramos que si la resina se encuentra a una mayor temperatura se vuelve más frágil y a medida que esta regresa a una temperatura ambiente (Gonzalez, 2014 “el composite se enfría rápidamente”), aumenta su resistencia.

De acuerdo a los resultados conseguidos en este estudio, la hipótesis ha de ser rechazada ya que la resistencia flexural de las muestras de estudio elaboradas con resina compuesta precalentada, es decir, la que fue sometida a aumentos de temperatura durante períodos de tiempo fue superior a la resistencia flexural obtenida de las muestras la resina compuesta sin calentar. No sucede así en el estudio de Fróes-Salgado et al., en el que las propiedades mecánicas de un composite no mejoraron al precalentarlo con respecto a otro mantenido a temperatura ambiente. Este resultado se atribuye al rápido enfriamiento de la

resina. No se ha encontrado referencias en la literatura de otros estudios que comparen la resistencia flexural de resinas compuestas precalentadas en agua a 60°C durante intervalos de 10 minutos de tiempo.

Finalmente, de acuerdo a los resultados que se obtuvieron en este estudio se puede concluir que en la resina precalentada aumenta su resistencia a la flexión, pudiendo de esta manera ser utilizada posteriormente para realizar restauraciones directas.

9. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio, podemos concluir lo siguiente:

- ✚ El proceso de precalentar o someter a la resina compuesta a un aumento de temperatura en agua a 60°C y ser mantenida la temperatura por diez minutos evidentemente disminuye su viscosidad y mejora su capacidad para fluir.
- ✚ La resina compuesta que se encuentra a una mayor temperatura se vuelve más frágil y a medida que esta regresa a una temperatura ambiente aumenta su resistencia.
- ✚ Al comparar los resultados obtenidos entre grupos de estudio se observó que la resina que se precalentó durante 60 minutos presentó mejor resistencia flexural, es decir, que mientras más se prolongue el tiempo de precalentar la resina compuesta mejora o aumenta su resistencia a la flexión.
- ✚ A través de la prueba de resistencia se determinó que la resina compuesta precalentada presenta mejor resistencia a la flexión que la resina compuesta sin precalentar.
- ✚ La resina precalentada utilizada como agente cementante de restauraciones indirectas puede ser usada posteriormente como material restaurador directo.

10. RECOMENDACIONES

- ✚ La resina compuesta que se precalienta disminuye su viscosidad y se vuelve más fluida, por ende más difícil de manipular en restauraciones directas, para lo cual se recomienda esperar a que la resina vuelva a temperatura ambiente.
- ✚ Debido a que los resultados de este estudio corresponden solamente a la propiedad mecánica denominada resistencia flexural, se hacen necesarios más estudios evaluando las diferentes propiedades físicas y mecánicas de las resinas compuestas que son sometidas a múltiples cambios de temperatura.
- ✚ En casos en los que se vaya a utilizar resina compuesta precalentada como agente cementante de restauraciones indirectas adyacentes, se recomienda hacerlo en pares y tener varios tubos de resina sumergidos en agua templada ya que la resina se enfría rápidamente y disminuye su capacidad para fluir, consecuentemente, esto puede interferir en el correcto asentamiento de las restauraciones.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Moradela, F. (1997); Estudio del Comportamiento Clínico de 194 Láminas de Porcelana como *Procedimiento Restaurador*; Madrid, España.
2. Magne, P. (2004); Restauraciones de Porcelana Adherida en los Dientes Anteriores (*Método Biomimético*); Quintessence (Ed.); (pp. 20); Barcelona, España.
3. Bertone, M. (2005); Restauraciones Parciales de Inserción Rígida (Carillas Estéticas), *Optimizando la Técnica para el logro de una Sonrisa Estéticamente más agradable*; Revista de la Facultad de Odontología (UBA); Vol.20; N°49; Buenos Aires, Argentina.
4. Reis, A. (2012); Materiales Dentales Directos de los Fundamentos a la *Aplicación clínica*/Alessandra Reis, Alessandro Dourado Loguercio; pp. 446; Sao Paulo: Santos.
5. Masioli, M., y col. [et.al] (2013); Odontología Restauradora de la A a la Z; Primera Edición; Florianópolis: Editora Ponto; Brasil.
6. Kina, S. (2008); Invisible *Restauraciones Estéticas Cerámicas*; Artes Médicas Latinoamérica; pp. 339; Sao Paulo, Brasil.
7. Hued, R. (2010); Odontología Adhesiva y Estética; Ripano S.A, D.L.; pp.317; Madrid, España.
8. Anusavice, K. (2008); Ciencia de los materiales dentales; 11.a edición; Elsevier. Barcelona, España.
9. Henostroza, G. (2010); Adhesión en Odontología Restauradora; Segunda Edición; Ripano S.A., D.L; Madrid, España.

10. Barrancos, J. (2010); Operatoria dental: *Integración Clínica*; Ed. Médica Panamericana; pp.1133.
11. Herrera, E. (2005); Fracaso en la Adhesión; *Avances en Odontoestomatología*; Vol. 21-Núm 2.; Sevilla.
12. Mezzomo, E. (2010); Rehabilitación Oral Contemporánea; Primera Edición; Tomo I; Amolca; Venezuela.
13. Caro, M; (2012); Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D versus luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas; Santiago-Chile.
14. Aranda, N. (2013); Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad; Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral Vol. 6(3); 123-126.
15. González, V. (2014); Resistencia adhesiva a la dentina de restauraciones indirectas de composite, *Cementadas con cementos resinosos duales y composite precalentado*; Gaceta Dental.
16. Lowe, R. (2008); The “Noah” technique; Dental Products Report; Clinical Solutions; Advanstar Publication; USA.
17. Arce de la Cruz, E. (2005); Efecto del Incremento de Temperatura previo a la Fotopolimerización en la Dureza Superficial de Resinas Compuestas: Estudio “In Vitro”; Lima, Perú.
18. Castillo, A. (2011); Evaluación de la Resistencia Flexural de la resina compuesta Amelogen Plus (Ultradent), con el uso o no de materiales resinosos entre capas de resina; Quito-Ecuador.

19. Fernández, C. Procedimientos restauradores directos con resinas compuestas; Especialidad en Odontología Restauradora y Estética. Universidad Mayor de San Simón.
20. Nevarez, R. (2008); Influencia de la humedad sobre las resinas compuestas de uso odontológico, *Aventuras del Pensamiento*; Synthesis; México.
21. Stefanello, A. (2005); Odontología Restauradora y estética; Editora Artes Médicas; Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica; Sao Paulo, Brasil.
22. Santacruz, Y. (2011); Resistencia flexural de una resina de nanopartículas utilizando dos técnicas de polimerización con luz emitida por diodos; Lima, Perú.
23. Kogan, E. (2006); Cementación de restauraciones de cerómero libres de metal con resina restaurativa precalentada. *Evaluación del rango de polimerización*; Revista ADM Vol. LXIII, No. 4; pp. 131-134; México.
24. Hernández, E.; Efecto de la energía de polimerización sobre la resistencia flexural y módulo de flexión en la resina z-250; Tlaxiaca.
25. Arce, N. (2005); Comparación de la resistencia de dos resinas microhíbridas para la restauración dental; Volumen 13 N° 2; Revista Estomatología.
26. Ramirez, R. (2010); Evaluación de las propiedades flexurales y reológicas de cinco resinas compuestas formuladas para restauraciones anteriores; Acta Odontológica Venezolana - VOLUMEN 48 N° 4; www.actaodontologica.com/ediciones/2010/4/art14.asp; Venezuela.

27. Ruiz, J. (2003); Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos; Avances en Odontología , Vol. 19 - Núm. 6, 19-6: 291-297; Granada.
28. Huayhua, E. (2013); Estudio comparativo in vitro de la Resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas; Lma, Perú.
29. Hidalgo, R. (2008); Técnica de estratificación de capas naturales a mano alzada con resinas compuestas; Vis-Dent; Lima, Perú.
30. Peumans, M. (2000); Porcelain veneers: a review of the literature; Journal of Dentistry 28 (2000) 163–177; Elsevier Science Ltd.
31. Stappert, C. (2005); Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation; The Journal of Prosthetic Dentistry; Volume 94, Number 2; New York.
32. Zambrano, M. (2013); Evaluación de la resistencia flexural de resinas compuestas empleadas para restauraciones indirectas variando la técnica de inserción del material; Quito, Ecuador.

12. ANEXOS

GRUPO CONTROL

N° 1

$P=26N$ $b/h = 2,02/2,13mm$ $L=20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{26N \cdot 20mm}{4}$ $M = 130Nmm$	$y = 1,065mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,02 \cdot 2,13^3 mm}{12}$ $I = 1,63mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{130Nmm \cdot 1,065mm}{1,63mm^4}$ $\sigma = 84,94N/mm^2$
------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------	---------------	---------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Resistencia a la flexión **84,94Mpa**

N° 2

$P=44N$ $b/h = 2,14/2,56mm$ $L=20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{44N \cdot 20mm}{4}$ $M = 220Nmm$	$y = 1,28mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,14 \cdot 2,56^3 mm}{12}$ $I = 2,99mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{220Nmm \cdot 1,28mm}{1,63mm^4}$ $\sigma = 94,18N/mm^2$
------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------	--------------	---------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Resistencia a la flexión **94,18Mpa**

N° 3

$P=32N$ $b/h = 2,13/2,22mm$ $L=20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{32N \cdot 20mm}{4}$ $M = 160Nmm$	$y = 1,11mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,13 \cdot 2,22^3 mm}{12}$ $I = 1,94mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{160Nmm \cdot 1,11mm}{1,94mm^4}$ $\sigma = 91,5N/mm^2$
------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------	--------------	---------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Resistencia a la flexión **91,5Mpa**

N° 4

$P = 32N$ $b/h = 2,12/2,06mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{32N \cdot 20mm}{4}$ $M = 160Nmm$	$y = 1,03mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,12 \cdot 2,06^3 mm}{12}$ $I = 1,54mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{160Nmm \cdot 1,03mm}{1,54mm^4}$ $\sigma = 107,01 N/mm^2$
Resistencia a la flexión 107,01Mpa				

N° 5

$P = 26N$ $b/h = 2,13/2,17mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{26N \cdot 20mm}{4}$ $M = 130Nmm$	$y = 1,08mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,13 \cdot 2,17^3 mm}{12}$ $I = 1,81mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{130Nmm \cdot 1,08mm}{1,81mm^4}$ $\sigma = 77,56 N/mm^2$
Resistencia a la flexión 77,56Mpa				

N° 6

$P = 35N$ $b/h = 2,19/2,22mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,11mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,19 \cdot 2,22^3 mm}{12}$ $I = 1,99mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,11mm}{1,99mm^4}$ $\sigma = 97,6N/mm^2$
Resistencia a la flexión 97,6Mpa				

N° 7

$P = 30N$ $b/h = 2,19/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{30N \cdot 20mm}{4}$ $M = 150Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,19 \cdot 2,24^3 mm}{12}$ $I = 2,05mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{150Nmm \cdot 1,12mm}{2,05mm^4}$ $\sigma = 81,9N/mm^2$
Resistencia a la flexión 81,9Mpa				

N° 8

$P = 33N$ $b/h = 2,26/2,28mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{33N \cdot 20mm}{4}$ $M = 165Nmm$	$y = 1,14mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,26 \cdot 2,28^3 mm}{12}$ $I = 2,23mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{165Nmm \cdot 1,14mm}{2,23mm^4}$ $\sigma = 84,3N/mm^2$
Resistencia a la flexión 84,3Mpa				

N° 9

$P = 35N$ $b/h = 2,35/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,35 \cdot 2,24^3 mm}{12}$ $I = 2,2mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,12mm}{2,2mm^4}$ $\sigma = 84,09N/mm^2$
Resistencia a la flexión 84,09Mpa				

N° 10

$P = 36N$ $b/h = 2,16/2,36mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{36N \cdot 20mm}{4}$ $M = 180Nmm$	$y = 1,18mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,16 \cdot 2,36^3mm}{12}$ $I = 2,36mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{180Nmm \cdot 1,18mm}{2,36mm^4}$ $\sigma = 90 N/mm^2$
Resistencia a la flexión 90Mpa				

N° 11

$P = 26N$ $b/h = 2,24/2,25mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{26N \cdot 20mm}{4}$ $M = 130Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,24 \cdot 2,25^3mm}{12}$ $I = 2,12mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{130Nmm \cdot 1,12mm}{2,12mm^4}$ $\sigma = 68,6N/mm^2$
Resistencia a la flexión 68,6Mpa				

N° 12

$P = 15N$ $b/h = 2,17/2,10mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{15N \cdot 20mm}{4}$ $M = 75Nmm$	$y = 1,05mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,17 \cdot 2,10^3mm}{12}$ $I = 1,67mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{75Nmm \cdot 1,05mm}{1,67mm^4}$ $\sigma = 47,15N/mm^2$
Resistencia a la flexión 47,15Mpa				

N° 13

$P = 35N$ $b/h = 2,26/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,26 \cdot 2,24^3 mm^3}{12}$ $I = 2,11mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,12mm}{2,11mm^4}$ $\sigma = 92,89N/mm^2$
Resistencia a la flexión 92,89Mpa				

N° 14

$P = 29N$ $b/h = 2,10/2,31mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{29N \cdot 20mm}{4}$ $M = 145Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,10 \cdot 2,31^3 mm^3}{12}$ $I = 2,15mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{145Nmm \cdot 1,15mm}{2,15mm^4}$ $\sigma = 77,55N/mm^2$
Resistencia a la flexión 77,55Mpa				

N° 15

$P = 38N$ $b/h = 2,19/2,35mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{38N \cdot 20mm}{4}$ $M = 190Nmm$	$y = 1,17mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,19 \cdot 2,35^3 mm^3}{12}$ $I = 2,36mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{190Nmm \cdot 1,17mm}{2,36mm^4}$ $\sigma = 94,19N/mm^2$
Resistencia a la flexión 94,19Mpa				

Media aritmética grupo control:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{1278,46}{N}$$

$$\bar{x} = 85,23 \text{ Mpa}$$

GRUPO A

N° 1

$P= 35N$ $b/h = 2,17/2,26mm$ $L=20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y= 1,13mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,17 \cdot 2,26^3mm}{12}$ $I= 2,08mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,13mm}{2,08mm^4}$ $\sigma = 95,07N/mm^2$
Resistencia a la flexión 95,07Mpa				

N° 2

$P= 35N$ $b/h = 2,18/2,24mm$ $L=20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y= 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,18 \cdot 2,24^3mm}{12}$ $I= 2,04mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,12mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 96,07N/mm^2$
Resistencia a la flexión 96,07Mpa				

N° 3

$P = 39N$ $b/h = 2,16/2,25mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{39N \cdot 20mm}{4}$ $M = 195Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,16 \cdot 2,25^3 mm}{12}$ $I = 2,05mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{195Nmm \cdot 1,12mm}{2,05mm^4}$ $\sigma = 106,53N/mm^2$
Resistencia a la flexión 106,53Mpa				

N° 4

$P = 31N$ $b/h = 2,15/2,28mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{31N \cdot 20mm}{4}$ $M = 155Nmm$	$y = 1,14mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,15 \cdot 2,28^3 mm}{12}$ $I = 2,12mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{155Nmm \cdot 1,14mm}{2,12mm^4}$ $\sigma = 83,34N/mm^2$
Resistencia a la flexión 83,34Mpa				

N° 5

$P = 32N$ $b/h = 2,04/2,18mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{32N \cdot 20mm}{4}$ $M = 160Nmm$	$y = 1,09mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,04 \cdot 2,18^3 mm}{12}$ $I = 1,76mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{160Nmm \cdot 1,09mm}{1,76mm^4}$ $\sigma = 99,09N/mm^2$
Resistencia a la flexión 99,09Mpa				

Media aritmética grupo A:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{480,1}{N}$$

$$\bar{x} = 96,02 \text{ Mpa}$$

GRUPO B

N° 1

$P = 36N$ $b/h = 2,16/2,26mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{36N \cdot 20mm}{4}$ $M = 180Nmm$	$y = 1,13mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,16 \cdot 2,26^3 mm}{12}$ $I = 2,07mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{180Nmm \cdot 1,13mm}{2,07mm^4}$ $\sigma = 98,26N/mm^2$
Resistencia a la flexión 98,26Mpa				

N° 2

$P = 42N$ $b/h = 2,26/2,40mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{42N \cdot 20mm}{4}$ $M = 210Nmm$	$y = 1,2mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,26 \cdot 2,40^3 mm}{12}$ $I = 2,60mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{210Nmm \cdot 1,2mm}{2,60mm^4}$ $\sigma = 96,92N/mm^2$
Resistencia a la flexión 96,92Mpa				

N° 3

$P = 35N$ $b/h = 2,20/2,30mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,20 \cdot 2,30^3mm}{12}$ $I = 2,23mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,15mm}{2,23mm^4}$ $\sigma = 90,24N/mm^2$
Resistencia a la flexión 90,24Mpa				

N° 4

$P = 36N$ $b/h = 2,17/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{36N \cdot 20mm}{4}$ $M = 180Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,17 \cdot 2,24^3mm}{12}$ $I = 2,03mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{180Nmm \cdot 1,12mm}{2,03mm^4}$ $\sigma = 99,31N/mm^2$
Resistencia a la flexión 99,31Mpa				

N° 5

$P = 40N$ $b/h = 2,19/2,31mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{40N \cdot 20mm}{4}$ $M = 200Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,19 \cdot 2,31^3mm}{12}$ $I = 2,24mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{200Nmm \cdot 1,15mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 102,67N/mm^2$
Resistencia a la flexión 102,67Mpa				

Media aritmética grupo B:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{487,4}{N}$$

$$\bar{x} = 97,48 \text{ Mpa}$$

GRUPO C

N° 1

$P = 39N$ $b/h = 2,10/2,36mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{39N \cdot 20mm}{4}$ $M = 195Nmm$	$y = 1,18mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,10 \cdot 2,36^3 mm}{12}$ $I = 2,30mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{195Nmm \cdot 1,18mm}{2,30mm^4}$ $\sigma = 100,04N/mm^2$
Resistencia a la flexión 100,04Mpa				

N° 2

$P = 41N$ $b/h = 2,10/2,42mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{41N \cdot 20mm}{4}$ $M = 205Nmm$	$y = 1,21mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,10 \cdot 2,42^3 mm}{12}$ $I = 2,48mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{205Nmm \cdot 1,21mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 100,02N/mm^2$
Resistencia a la flexión 100,02Mpa				

N° 3

$P = 40N$ $b/h = 2,26/2,35mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{40N \cdot 20mm}{4}$ $M = 200Nmm$	$y = 1,17mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,26 \cdot 2,35^3 mm}{12}$ $I = 2,44mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{200Nmm \cdot 1,17mm}{2,44mm^4}$ $\sigma = 95,90N/mm^2$
Resistencia a la flexión 95,90Mpa				

N° 4

$P = 39N$ $b/h = 2,14/2,36mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{39N \cdot 20mm}{4}$ $M = 195Nmm$	$y = 1,18mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,14 \cdot 2,36^3 mm}{12}$ $I = 2,34mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{195Nmm \cdot 1,18mm}{2,34mm^4}$ $\sigma = 98,33N/mm^2$
Resistencia a la flexión 98,33Mpa				

N° 5

$P = 26N$ $b/h = 2,07/2,29mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{26N \cdot 20mm}{4}$ $M = 130Nmm$	$y = 1,14mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,07 \cdot 2,29^3 mm}{12}$ $I = 2,07mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{130Nmm \cdot 1,14mm}{2,07mm^4}$ $\sigma = 71,59N/mm^2$
Resistencia a la flexión 71,59Mpa				

Media aritmética grupo C:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{465,88}{N}$$

$$\bar{x} = 93,18 \text{ Mpa}$$

GRUPO D

N° 1

$P = 35N$ $b/h = 2,24/2,37mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,18mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,24 \cdot 2,37^3 mm}{12}$ $I = 2,48mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,18mm}{2,48mm^4}$ $\sigma = 83,26N/mm^2$
Resistencia a la flexión 83,26Mpa				

N° 2

$P = 41N$ $b/h = 2,25/2,40mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{41N \cdot 20mm}{4}$ $M = 205Nmm$	$y = 1,2mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,25 \cdot 2,40^3 mm}{12}$ $I = 2,59mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{205Nmm \cdot 1,2mm}{2,59mm^4}$ $\sigma = 94,98N/mm^2$
Resistencia a la flexión 94,98Mpa				

N° 3

$P = 32N$ $b/h = 2,10/2,36mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{32N \cdot 20mm}{4}$ $M = 160Nmm$	$y = 1,18mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,10 \cdot 2,36^3 mm}{12}$ $I = 2,30mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{160Nmm \cdot 1,18mm}{2,30mm^4}$ $\sigma = 82,08N/mm^2$
Resistencia a la flexión 82,08Mpa				

N° 4

$P = 36N$ $b/h = 2,16/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{36N \cdot 20mm}{4}$ $M = 180Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,16 \cdot 2,24^3 mm}{12}$ $I = 2,02mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{180Nmm \cdot 1,12mm}{2,02mm^4}$ $\sigma = 99,80N/mm^2$
Resistencia a la flexión 99,80Mpa				

N° 5

$P = 39N$ $b/h = 2,26/2,24mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{39N \cdot 20mm}{4}$ $M = 195Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,26 \cdot 2,24^3 mm}{12}$ $I = 2,11mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{195Nmm \cdot 1,12mm}{2,11mm^4}$ $\sigma = 103,50N/mm^2$
Resistencia a la flexión 103,50Mpa				

Media aritmética grupo D:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{463,62}{N}$$

$$\bar{x} = 92,72 \text{ Mpa}$$

GRUPO E

N° 1

$P = 38N$ $b/h = 2,25/2,30mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{38N \cdot 20mm}{4}$ $M = 190Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,25 \cdot 2,30^3 mm}{12}$ $I = 2,28mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{190Nmm \cdot 1,15mm}{2,28mm^4}$ $\sigma = 95,83N/mm^2$
Resistencia a la flexión 95,83Mpa				

N° 2

$P = 30N$ $b/h = 2,30/2,28mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{30N \cdot 20mm}{4}$ $M = 150Nmm$	$y = 1,14mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,30 \cdot 2,28^3 mm}{12}$ $I = 2,27mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{150Nmm \cdot 1,14mm}{2,27mm^4}$ $\sigma = 75,33N/mm^2$
Resistencia a la flexión 75,33Mpa				

N° 3

$P = 41N$ $b/h = 2,30/2,20mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{41N \cdot 20mm}{4}$ $M = 205Nmm$	$y = 1,1mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,30 \cdot 2,20^3mm}{12}$ $I = 2,04mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{205Nmm \cdot 1,1mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 110,53N/mm^2$
Resistencia a la flexión 110,53Mpa				

N° 4

$P = 38N$ $b/h = 2,27/2,33mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{38N \cdot 20mm}{4}$ $M = 190Nmm$	$y = 1,16mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,27 \cdot 2,33^3mm}{12}$ $I = 2,39mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{190Nmm \cdot 1,16mm}{2,39mm^4}$ $\sigma = 92,21N/mm^2$
Resistencia a la flexión 92,21Mpa				

N° 5

$P = 40N$ $b/h = 2,13/2,26mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{40N \cdot 20mm}{4}$ $M = 200Nmm$	$y = 1,1mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,13 \cdot 2,26^3mm}{12}$ $I = 2,04mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{200Nmm \cdot 1,1mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 107,84N/mm^2$
Resistencia a la flexión 107,84Mpa				

Media aritmética grupo E:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{481,74}{N}$$

$$\bar{x} = 96,35 \text{ Mpa}$$

GRUPO F

N° 1

$P = 35N$ $b/h = 2,18/2,30mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,18 \cdot 2,30^3 mm}{12}$ $I = 2,21mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,15mm}{2,21mm^4}$ $\sigma = 91,06N/mm^2$
Resistencia a la flexión 91,06Mpa				

N° 2

$P = 37N$ $b/h = 2,00/2,35mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{37N \cdot 20mm}{4}$ $M = 185Nmm$	$y = 1,17mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,00 \cdot 2,35^3 mm}{12}$ $I = 2,16mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{185Nmm \cdot 1,17mm}{2,16mm^4}$ $\sigma = 100,20N/mm^2$
Resistencia a la flexión 100,20Mpa				

N° 3

$P = 41N$ $b/h = 2,14/2,30mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{41N \cdot 20mm}{4}$ $M = 205Nmm$	$y = 1,15mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,14 \cdot 2,30^3 mm}{12}$ $I = 2,16mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{205Nmm \cdot 1,15mm}{2,16mm^4}$ $\sigma = 109,14N/mm^2$
Resistencia a la flexión 109,14Mpa				

N° 4

$P = 36N$ $b/h = 2,13/2,25mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{36N \cdot 20mm}{4}$ $M = 180Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,13 \cdot 2,25^3 mm}{12}$ $I = 2,02mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{180Nmm \cdot 1,12mm}{2,02mm^4}$ $\sigma = 99,80N/mm^2$
Resistencia a la flexión 99,80Mpa				

N° 5

$P = 35N$ $b/h = 2,15/2,25mm$ $L = 20mm$ $\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$	$M = \frac{P \cdot L}{4}$ $M = \frac{35N \cdot 20mm}{4}$ $M = 175Nmm$	$y = 1,12mm$	$I = 1 \frac{b h^3}{12}$ $I = 1 \frac{2,15 \cdot 2,25^3 mm}{12}$ $I = 2,04mm^4$	$\sigma = \frac{M \cdot y}{I}$ $\sigma = \frac{175Nmm \cdot 1,12mm}{2,04mm^4}$ $\sigma = 96,07N/mm^2$
Resistencia a la flexión 96,07Mpa				

Media aritmética grupo F:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$$

$$\bar{x} = \frac{496,27}{N}$$

$$\bar{x} = 99,25 \text{ Mpa}$$