



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA
ÁREA DE LA SALUD HUMANA
CARRERA DE ODONTOLOGÍA

TÍTULO

“Estudio comparativo de la resistencia flexural de dos
materiales utilizados para la reconstrucción de
muñones”

Tesis previa la obtención
del título de Odontólogo

AUTOR: Pablo Jesús Loyola García

DIRECTORA: Odt. Esp. Cecilia Mariana Díaz López

LOJA-ECUADOR

2018

CERTIFICACIÓN

Loja, 03 de Septiembre del 2018

Odt. Cecilia Mariana Díaz López

DIRECTORA DE TESIS

Certifica:

Haber dirigido el presente trabajo de investigación titulado **“Estudio comparativo de la resistencia flexural de dos materiales utilizados para la reconstrucción de muñones”** realizado por el Sr. Pablo Jesús Loyola García previo a la obtención del título de Odontólogo, a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos para un correcto desarrollo del tema seleccionado y dando estricto cumplimiento a todos los lineamientos vigentes que regulan los trabajos de titulación en la Universidad Nacional de Loja”



Odt. Cecilia Mariana Díaz López

Especialista en Rehabilitación Oral

C.I.: 1103868095

AUTORÍA

Yo, Pablo Jesús Loyola García declaro ser autor del presente trabajo de tesis y eximo expresamente a la Universidad Nacional de Loja y a sus representantes jurídicos de posibles reclamos o acciones legales por el contenido de la misma. Adicionalmente acepto y autorizo a la Universidad nacional de Loja, la publicación de mi tesis en el Repositorio Institucional-Biblioteca Virtual.

Autor: Pablo Jesús Loyola García

Firma:  _____

Cédula: 1105688731

Fecha: 03 de Septiembre del 2018

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, Pablo Jesús Loyola García, declaro ser autor del trabajo de la tesis titulada “**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES**”, como requisito para optar al grado de Odontólogo, autorizo al sistema bibliotecario de la Universidad Nacional de Loja para que con fines académicos muestre al mundo la producción intelectual de la universidad, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera en el Repositorio Digital Institucional.

Los usuarios pueden consultar el contenido de este trabajo de investigación en el RDI, en las redes de información del país y del exterior, con las cuales tenga convenio la Universidad Nacional de Loja.

La Universidad Nacional de Loja no se responsabiliza por el plagio o copia de la tesis que realice un tercero.

Para constancia de esta autorización en la ciudad de Loja a los tres días del mes de septiembre del dos mil dieciocho.

Firma:



Autor: Pablo Jesús Loyola García

Cédula: 1105688731

Dirección: Colón y Bernardo Valdivieso Correo Electrónico: pablee29@gmail.com

Celular: 0980085398

DATOS COMPLEMENTARIOS:

Directora de Tesis: Odt. Esp. Cecilia Mariana Díaz López

Tribunal de Grado: Odt. Esp. Johana Alexandra Riofrío Herrera

Odt. Esp. Andrea Maria Jiménez Ramírez

Odt. Esp. Marieliza Vázquez Macas

DEDICATORIA

A Dios en primer lugar, por sus bendiciones derramadas sobre mi

A mis padres y hermana por su infinito amor y por ser siempre el pilar fundamental en mi vida enseñándome a cumplir siempre todas mis metas propuestas

Pablo

AGRADECIMIENTO

A Dios Todopoderoso por las bendiciones derramadas durante toda mi vida.

A mis padres que supieron brindarme su apoyo y amor incondicional en todo momento.

A mi hermana que siempre estuvo apoyándome en cada decisión tomada.

A mi tutora de tesis, Odt. Esp. Cecilia Díaz López, por sus conocimientos impartidos a lo largo del trabajo.

A mis profesores, quienes me ayudaron en el crecimiento académico durante toda mi carrera permitiéndome alcanzar mis metas.

Gracias a todos por su infinito apoyo

Pablo

ÍNDICE

CARATULA	i
CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS	ii
AUTORÍA	iii
CARTA DE AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE ANEXOS	ix
1. TÍTULO	1
2. RESUMEN	2
ABSTARCT	3
3. INTRODUCCIÓN	4
4. REVISIÓN LITERARIA	6
4.1 CAPÍTULO I: RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES	
4.1.1 Introducción	6
4.1.2 Antecedentes poste de fibra de Vidrio	8
4.1.3 Estructura Postes de fibra de Vidrio	12
4.1.3.1 Matriz	13
4.1.3.2 Fibras	14
4.1.3.3 Unión	16
4.1.3.4 Superficie del Perno	16
4.1.4 Procedimiento de reconstrucción de muñones	17
4.1.5 Características Clínicas de un Muñón en dientes Anteriores	20
4.1.6 Características Clínicas de un Muñón en dientes Posteriores	20
4.1.7 Fuerzas y Cargas soportadas por un Muñón protésico	21
4.1.8 Materiales para la reconstrucción de Muñones	23
4.2 CAPÍTULO II: RESISTENCIA A LA FLEXURA DEL IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV	
4.2.1 Antecedentes Ionómero de vidrio	24

4.2.2	Composición del Ionómero de vidrio convencional	25
4.2.3	Clasificación del Ionómero de vidrio	26
4.2.4	Ionómero de vidrio tipo IV o Modificado con resina	26
4.2.5	Composición y reacción de fraguado del Ionómero de vidrio tipo IV	27
4.2.6	Características del Ionómero de vidrio tipo IV	28
4.2.7	Propiedades del Ionómero de vidrio tipo IV	28
4.2.7.1	Propiedades Mecánicas	28
4.2.7.2	Propiedades adhesivas	29
4.2.7.3	Resistencia Flexural	30
4.3 CAPÍTULO III: RESISTENCIA A LA FLEXURA DE LA RESINA COMPUESTA MICROHÍBRIDA		
4.3.1	Antecedentes Resinas Compuestas	32
4.3.2	Clasificación de las resinas Compuestas	33
4.3.3	Resina compuesta microhíbrida	34
4.3.4	Composición resina compuesta microhíbrida	35
4.3.4.1	Matriz Orgánica	35
4.3.4.2	Partículas Inorgánicas	35
4.3.4.3	Agente de Unión	36
4.3.5	Propiedades de la Resina Microhíbrida	37
4.3.5.1	Propiedades físicas	37
4.3.5.2	Propiedades Mecánicas	38
4.3.5.3	Resistencia a la flexión	43
4.4 CAPÍTULO IV: PRINCIPIOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN		
4.4.1	Definición	45
4.4.2	Unidades de Fotopolimerización	45
4.4.3	Fases de la Fotopolimerización	47
4.4.4	Factores que influyen en el grado de Fotopolimerización	48
5.	METODOLOGÍA	50
6.	RESULTADOS	59
7.	DISCUSIÓN	63

8. CONCLUSIONES	66
9. RECOMENDACIONES	68
10. BIBLIOGRAFÍA	69
11. ANEXOS	72

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. Resultados obtenidos en las pruebas de resistencia flexural de 3 puntos	59
TABLA 2. Resultados del análisis estadístico	60

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1. Objetivos de la Investigación	72
ANEXO 2. Resultados de las pruebas de Flexión de 3 puntos	73
ANEXO 3. Cronograma de pruebas en el Laboratorio	77
ANEXO 4. Certificación de análisis de datos	78
ANEXO 5. Certificación de Traducción	79
ANEXO 6. Fotografías	80

1. TÍTULO

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE
DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE
MUÑONES”**

2. RESUMEN

Los tratamientos protésicos que requieren de la reconstrucción del muñón, tienen como finalidad proporcionar a la corona dentaria dañada la resistencia, retención y forma adecuada para recibir la restauración final, es por ello que el objetivo de la presente investigación fue determinar la resistencia flexural de dos materiales dentales utilizados para la reconstrucción de muñones. Para lo cual, se realizó un estudio *in vitro*, en el que se elaboraron 60 bloques de materiales, 30 de resina microhíbrida (TPH SPECTRUM – DENSTPLY) y 30 de Ionómero de vidrio tipo IV (VITREMER – 3M), de acuerdo a la norma ISO 4049, que establece las siguientes medidas: 25mm de largo, 2mm de ancho y 2mm de alto; los mismos que fueron sometidos a una prueba de flexión de 3 puntos empleando una máquina de Ensayos Universal (MARSHALL PS25), a una velocidad de compresión de 1.7mm/min hasta conseguir medir la resistencia a la flexión antes de producirse la fractura del material. Con los resultados de laboratorio se realizó el análisis estadístico con la prueba T-Student, obteniendo los siguientes resultados: la resistencia a la flexión de la resina Microhíbrida fue de 153.98Mpa y del Ionómero de vidrio tipo IV de 68.71 Mpa. Concluyendo de esta manera que los dos materiales cumplen con el valor mínimo de resistencia a la flexión establecido por la norma ISO 4049, que es de 80 Mpa para la resina microhíbrida y 50 Mpa para el Ionómero de vidrio tipo IV. sin embargo, cabe destacar que la resina microhíbrida es el material que presenta una mayor resistencia a la flexión.

Palabras Clave: Resina, Ionómero, Resistencia Flexural, Muñones, ISO 4049

SUMMARY

The prosthetic treatments which require the reconstruction of the stump, they are intended to provide the damaged dental crown with resistance, retention and adequate form to receive the final restoration, that is why the purpose of the present investigation was to determine the flexural strength of two dental materials used for the reconstruction of stumps. For which, an in vitro study was carried out, in which 60 blocks of materials were made, 30 of micro-hybrid resin (TPH SPECTRUM - DENSTPLY) and 30 of glass ionomer type IV (VITREMER - 3M), according to the standard ISO 4049, that establishes the following measures: 25mm long, 2mm wide and 2mm high; the same ones that were subjected to a 3-point bending test using a Universal Testing machine (MARSHALL PS25), at a compression speed of 1.7mm / min until the flexural strength was measured before the fracture of the material occurred. With the results of the laboratory, the statistical analysis was performed with the T-Student test, obtaining the following results: the resistance to bending of the Micro-hybrid resin was 153.98Mpa and the type IV glass ionomer of 68.71 Mpa. Concluding in this way that the two materials meet the minimum value of flexural strength established by ISO 4049, which is 80 Mpa for Micro-hybrid resin and 50 Mpa for glass ionomer. However, it should be noted that the micro-hybrid resin is the material that has a greater resistance to bending.

Keywords: Resin, Ionomer, Flexural Resistance, Trunnions, ISO 4049

3. INTRODUCCIÓN

Los tratamientos protésicos que requieren de la reconstrucción del muñón, tienen como finalidad proporcionar a la corona dental con una destrucción extensa y soporte dentinario mínimo, la resistencia, retención y forma geométrica más adecuadas para recibir la restauración final. (HEPBURN B, 2002)

Es por ello que la elección del sistema espiga muñón a utilizar es un desafío para el profesional, su elección dependerá de múltiples factores como la relación corona-raíz, tejido coronario remanente, anatomía radicular, carga oclusal a soportar y el material con el que se reconstruirá el muñón. (PALOMER L, 2006)

Durante mucho tiempo la opción de tratamiento más usado para la reconstrucción de muñones fueron los pernos colados que consisten en un elemento de retención intrarradicular metálico, utilizado en dientes con moderada o severa destrucción coronal y que requieren ser rehabilitados con prótesis fija confiriendo al diente preparado condiciones biomecánicas para mejorar la retención de la prótesis fija en función. (SHILLINGBURG H, 2002)

Sin embargo, a pesar de que existen tratamientos que únicamente pueden ser llevados a cabo empleando postes colados, la elevada incidencia de fracturas radiculares, dio paso al desarrollo de materiales que reemplazaran al metal colado, con la consiguiente aparición de los postes prefabricados de fibra de vidrio, Cuarzo, etc.

Los Postes Prefabricados de Fibra (PPF) se introdujeron al mercado como una opción a los postes colados. Gracias a que cuentan con propiedades mecánicas como su bajo Módulo Elástico similar al dentinario que estableció un nuevo estándar en los tratamientos de rehabilitación protésica: “el poste debe acompañar en forma solidaria la flexión de los tejidos dentarios frente a las cargas”. Además, sus actuales cualidades estéticas, la fácil remoción y

la posibilidad de su cementado adhesivo, los han convertido en una excelente alternativa a las soluciones convencionales. (CALABRIA H, 2010)

Sin embargo, es importante destacar que, a pesar del tipo de poste elegido para el tratamiento protésico, el material empelado para la reconstrucción del muñón protésico posee igual o mayor importancia debido a que la restauración se encuentra en contacto directo con este material y sus propiedades físicas y mecánicas influirán en la retención de la restauración. (CALABRIA H, 2010)

Es así, que actualmente existen diversos materiales para la reconstrucción de muñones protésicos, como por ejemplo el Ionómero de vidrio, la resina compuesta o el cemento dual, siendo los dos primeros ampliamente usados en la práctica odontológica.

El Ionómero de vidrio tipo IV reforzado con resina, es una excelente opción para realizar la reconstrucción de muñones protésicos en el día a día de nuestra practica odontológica, gracias a que cuenta con propiedades excepcionales como lo son la biocompatibilidad con el medio bucal, adhesión dentinaria, retención, pero sobre todo resistencia Flexural, estableciéndose como un sustito adecuado para la dentina perdida. (CALABRIA H, 2010)

La resina Compuesta es otra gran opción de material dental que puede ser empleado para la reconstrucción de muñones, actualmente las resinas más empleadas para este fin son las de últimas generaciones, nanohíbridas y microhíbrida específicamente, ya que al igual que Ionómero de vidrio estas cuentan con propiedades excepcionales como lo son la resistencia a la compresión, resistencia al desgaste, biocompatibilidad y sobre todo resistencia flexural, asimismo es de gran importancia señalar que las resinas compuestas poseen una mayor facilidad en su manejo, facilitando enormemente la reconstrucción del muñón además de permitirnos ahorrar tiempo en la consulta. (HUAYHUA E, 2013)

Es por esto que el presente proyecto de investigación tiene como objetivo principal determinar la resistencia flexural de dos materiales utilizados para la reconstrucción de muñones: Ionómero de vidrio (Vitremmer -3M) y resina microhíbrida (TPH SPECTRUM - Denstply).

4. REVISIÓN LITERARIA

4.1 CAPÍTULO I: RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES

4.1.1 INTRODUCCIÓN

El éxito a lo largo del tiempo de la rehabilitación restauradora o protésica depende de la calidad estructural y estética de la restauración, de su adaptación clínica y de la salud de los tejidos de soporte, pero también del pronóstico de la reconstrucción del muñón.

El tratamiento de los conductos radiculares tiene tres consecuencias relevantes sobre el diente

1. La pérdida de tejido con un debilitamiento relativo de la estructura dentaria.
2. La alteración de las características físico-mecánicas del diente
3. La variación de las características estéticas de la dentina y del esmalte residuales.

El tratamiento endodóncico por sí mismo provoca una reducción de un 5% de la resistencia del diente, un valor no tan elevado si lo comparamos con el 63 % de una preparación para una cavidad mesiooclusodistal. (SCOTTI R, 2013)



*Ilustración 1 Importante reducción de tejido dentario en dientes endodonciados
Fuente: SCOTTI R. 2013*

Sin embargo, es importante tener en cuenta la pérdida coronaria relacionada con la caries, a menudo responsable de las enfermedades de la pulpa, y la pérdida del techo de la cámara pulpar, estructura fundamental de relación entre las cúspides, y que distribuye las fuerzas masticatorias y funcionales sobre toda la superficie del diente.

La deshidratación dentínaria debida a la pérdida de irrigación, junto con la variación de la disposición de las fibras de colágeno, son responsables de un debilitamiento del 14 % de la resistencia de la estructura dental, siendo más pronunciado en la arcada inferior y alcanzando su punto máximo en los incisivos. (Acurio, Falcón, & Casas, 2017)

Clásicamente, las técnicas de reconstrucción del diente destinados a tratamientos protésicos se han clasificado siempre en protesicas y restauradoras.

Se definen como indirectas las técnicas de reconstrucción con pernos-muñón colados o de cerámica aluminosa, realizadas totalmente en el laboratorio protésico y, por tanto, cementados en el lecho endodóntico. Mientras que las técnicas directas son las que utilizan materiales de reconstrucción como Ionómero de vidrio reforzados o resinas compuesta, soportados por pernos preformados cementados en el lecho endodóntico. (SCOTTI R, 2013)

Se ha propuesto una clasificación que se basa en la modalidad reconstructiva del diente:

- a) Pernos metálicos
- b) Postes de Fibra Prefabricados

Los primeros están representados por los sistemas en los que existe un íntimo contacto del perno de retención primaria con la pared de la preparación endodóntica, entre ellos están los pernos-muñón metálicos cementados con oxifosfato y todos los sistemas de pernos o tornillos endodónticos propuestos por la industria

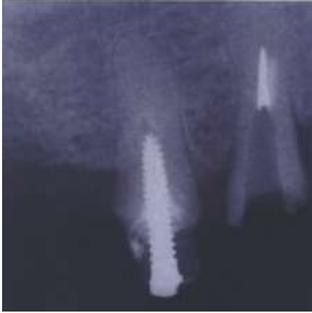


Ilustración 2: Tornillo
Fuente: SCOTTI R. 2013



Ilustración 3: Perno muñón cementando con oxifosfato
Fuente: SCOTTI R. 2013

Entre los pernos con retención pasiva se incluyen los sistemas de retención metálicos y los pernos-muñón cementados con técnicas adhesivas, éstos eliminan el contacto directo de los medios de fijación con la pared de la preparación endodóntica



Ilustración 4: Perno con retención pasiva
Fuente: SCOTTI R. 2013

El último grupo comprende todos los sistemas de retención intraconducto no metálicos, como los postes de fibra de vidrio o cuarzo. (SCOTTI R, 2013)

4.1.2 ANTECEDENTES POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

La primera cita en la bibliografía de un sistema de reconstrucción de dientes endodonciados con resinas reforzadas con fibra es de 1983, cuando Lovelt propuso la utilización de fibras de carbono sumergidas en una matriz de naturaleza orgánica. El sistema era completamente artesanal y sin una fiabilidad clínica demostrada. (CALABRIA H, 2010)

En el curso de los últimos años se han propuesto como posibles sistemas de poste de fibra, otros materiales no específicamente creados para la rehabilitación de dientes endodonciados.

Malquarti propuso el uso de filamentos de carbono sumergidos en una matriz de resina poliepoxyídica DGEBA-DDM para formar paralelepípedos de 2 x 2 x 50 mm que, al ser recortados mecánicamente, producían conos de 1 mm de diámetro en la base. Se propusieron estos tipos de resina con fibras de carbono cortas para la construcción en laboratorio de pernos-muñón (SCOTTI R, 2013)

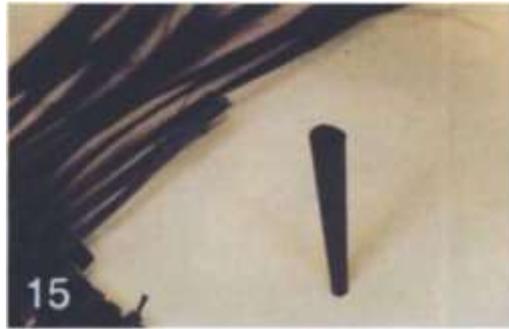


Ilustración 5: Poste de resina epoxi reforzada con filamentos de fibra de carbono
Fuente: CALABRIA H. 2010

El desarrollo de los pernos de fibra se debe principalmente a Duret, que introdujo en 1988 los postes de resina reforzados con fibras de carbono y propuso una técnica innovadora. Esta filosofía ha orientado las investigaciones de los últimos 14 años. (SCOTTI R, 2013)



Ilustración 6: Poste de fibra de carbono propuesto por Duret
Fuente: SCOTTI R, 2013

El comportamiento mecánico de los pernos de fibra se define como anisótropo, en tanto que muestran diferentes propiedades físicas cuando son sometidos a cargas de direcciones distintas. Precisamente gracias a esta característica, el módulo de elasticidad de los pernos tiene un valor variable en relación con la dirección de las cargas.

El módulo de elasticidad medido a lo largo del eje de las fibras es de 90 GPa, con una incidencia de 30° con el eje longitudinal de las fibras, el módulo de elasticidad resulta de 34 GPa y, por último, cuando las cargas son perpendiculares a las fibras, el módulo de elasticidad es de 8 GPa. (TOMAIRO M, 2017)

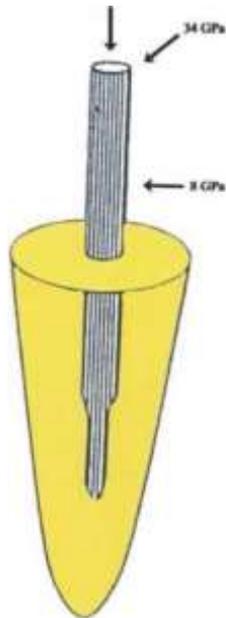


Ilustración 7: Componente anisótropo del Poste de Fibra
Fuente: TOMAIRO M, 2017

Dichas situaciones de carga se asemejan, respectivamente, a las situaciones de máxima intercuspidad u oclusión habitual o céntrica, a las cargas diagonales que se dan en los primeros contactos oclusales para la trituración de los alimentos y a las cargas casi horizontales que se generan por los contactos accidentales o parafuncionales.

En las situaciones más peligrosas y menos controlables para el diente endodonciado y reconstruido, es decir, en las cargas con orientación oblicua, los valores registrados son prácticamente idénticos a los de la dentina de un diente íntegro. De hecho, la dentina presenta un módulo de elasticidad de 18 GPa para cargas con orientación de 30° y de 8 GPa para cargas con orientación de 90° respecto al eje longitudinal del diente. (TOMAIRO M, 2017)

Los primeros pernos de fibra de carbono, de color oscuro, presentaban una morfología cilíndrica de doble sección, constituida por dos segmentos unidos por un tramo con una conicidad de 45°: esta morfología fue definida como «protésica».

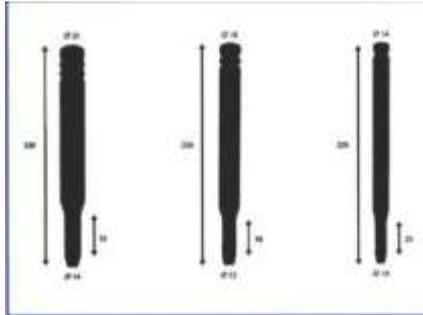


Ilustración 8: Postes de fibra con Morfología protésica
Fuente: TOMAIRO M, 2017

En la actualidad se han desarrollado postes de fibra «blancos», compuestos íntegramente por fibras de cuarzo o de vidrio, con morfología «protésica» y posteriormente pernos de fibras de cuarzo de aspecto translúcido. Esta última evolución ha permitido la introducción de cementos de resina de polimerización dual, donde la translucidez del poste se utiliza para transportar la luz. (SCOTTI R, 2013)



Ilustración 9: Poste de Cuarzo translucido
Fuente: SCOTTI R, 2013



Ilustración 10: Poste de fibra de Cuarzo
Fuente: SCOTTI R, 2013

Los pernos translúcidos están actualmente disponibles con morfología «protésica», «endodóntica» y de conicidad variable.

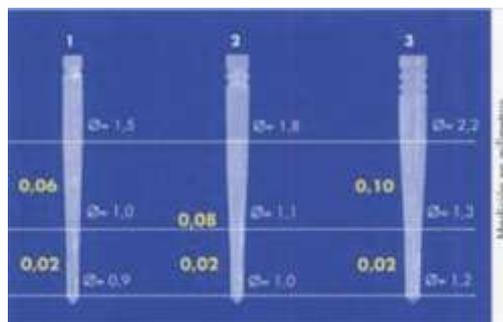


Ilustración 11: Poste de morfología protésica, endodóntica y conicidad variable
Fuente: CALABRIA H, 2010

Recientemente se han fabricado sistemas basadas en la tecnología de las resinas reforzadas con fibras Vectris (Ivodar/Vivadent, Schaan, Licchtenstein) y se ha propuesto su uso en combinación con una nueva versión de adhesivo autopolimerizable, para optimizar la adhesión en el interior del conducto radicular. (CALABRIA H, 2010)



Ilustración 12: Poste reforzado con fibras Vectris
Fuente: CALABRIA H, 2010

De cualquier forma, a la luz de los actuales conocimientos no parece posible el empleo de un cemento que sea únicamente fotopolimerizable, ya que no se puede garantizar un endurecimiento correcto y una polimerización completa.

4.1.3 ESTRUCTURA DE LOS POSTES DE FIBRA DE VIDRIO

Los pernos están formados por una matriz de resina que contiene diferentes tipos de fibras de refuerzo. La microestructura de los pernos individuales de fibra se basa en el diámetro de las fibras individuales, en su densidad, en la calidad de la adhesión entre las fibras y la matriz de resina y en la calidad de la superficie externa del perno.

Dichos parámetros se controlan mediante microscopía electrónica de barrido (MEB), que permite la evaluación cualitativa y cuantitativa de los pernos según la observación de la matriz de resina, de la densidad y la distribución de las fibras y de la calidad de su unión. (SCOTTI R, 2013)

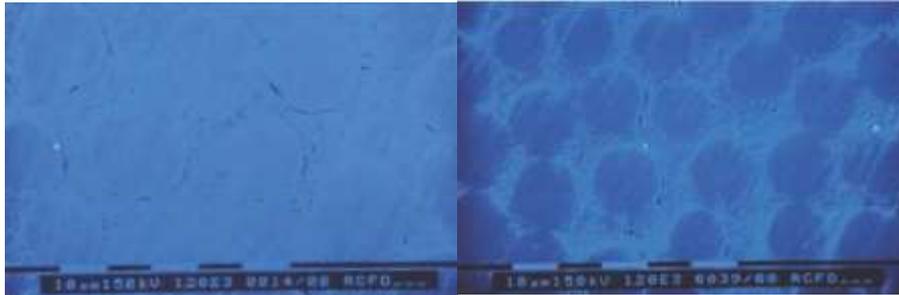


Ilustración 13: Tipos de fibra en un poste
Fuente: SCOTTI R, 2013

4.1.3.1 MATRIZ

La matriz de resina que engloba las fibras de refuerzo representaba, en los primeros postes de fibra de carbono, aproximadamente el 36 % del peso de la estructura. En la actualidad, los pernos existentes en el mercado presentan porcentajes de volumen y peso diferentes.

La matriz de resina está constituida en la mayor parte de los pernos por una resina epoxi o por sus derivados y, en algunos casos, por radiopacadores. La resina epoxi presenta la peculiaridad de unirse mediante radicales libres comunes a la resina BIS-GMA, componente predominante de los sistemas de cementado adhesivo. (TOMAIRO M, 2017)



Ilustración 14: Matriz de resina Epoxi
Fuente: TOMAIRO M, 2017

Desde que se fabricaron los primeros pernos, la matriz de resina compuesta está formada por un poliepóxido conseguido mediante la policondensación de una resina diepoxi-diglicetólica del bisfenol A (DGEBA) y un endurecedor, el diaminodifenilmetano (DDM).

Se considero la falta de radiopacidad de los primeros postes de fibra como una limitación de la técnica. Para eliminar este obstáculo se han propuesto postes con un núcleo de titanio y cementos de resina con diferente grado de radiopacidad mediante la adición de partículas de bario, aunque esto conlleve un aumento de la viscosidad. (CALABRIA H, 2010)

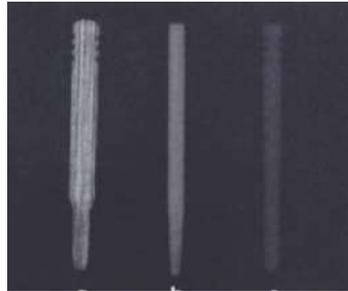


Ilustración 15: Radiopacidad de los postes
Fuente: CALABRIA H, 2010

Para satisfacer las exigencias clínicas de la profesión, se han introducido en el mercado pernos translúcidos radiopacos, tanto de carbono como de cuarzo. Dicha propuesta tiende a considerar la radiopacidad como un factor evolutivo y no como un problema de los pernos de fibra. Por lo demás, el tono blanco resultante en la imagen radiográfica no se ha discutido en exceso, presumiblemente por la baja dosis de medio de contraste introducido en los pernos.

Por otro lado, las sustancias radiopacas podrían influir en la resistencia a la flexión de los pernos de fibra. (SCOTTI R, 2013)

4.1.3.2 FIBRAS

Los pernos están reforzados por las fibras que forman su sistema maestro, se han empleado diferentes fibras sintéticas para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas utilizadas en el ámbito protésico. (CALABRIA H, 2010)

Las fibras de vidrio, en sus diferentes formas, han representado el sistema más común de refuerzo de las matrices poliméricas y ya en la década de 1960 se estudiaron como refuerzo de resinas para bases protésicas. Las fibras de vidrio están disponibles en diferentes composiciones químicas. Las fibras comunes son de sílice (cerca del 50-60% SiO.) y

contienen otros óxidos (calcio, boro, sodio, aluminio, hierro, etc.). Las fibras de vidrio y de polietileno son las más estéticas y se pueden utilizar ampliamente en los flancos y las bases de las prótesis removibles. (TOMAIRO M, 2017)

Las fibras de carbono, que poseen las mejores propiedades mecánicas, son antiestéticas y, por tanto, se desaconseja su uso. Para utilizarlas deben como mínimo opacarse, empleando subestructuras de fibra de carbono con características muy similares al carbono utilizado para los pernos intraconducto.

En general, todos los polímeros reforzados con fibras han demostrado un aumento significativo de las propiedades mecánicas, como el módulo elástico, la resistencia a la fractura y la resistencia. El aumento de las propiedades mecánicas es directamente proporcional a la densidad de las fibras introducidas en la prótesis dentaria y a su unión de interfase con la matriz. (SCOTTI R, 2013)

Los materiales compuestos por fibra/resina, entre los cuales se hallan los pernos intraconducto, demuestran la máxima resistencia a la tensión cuando ésta sólo se encuentra soportada por las fibras; por ello, el tipo de fibra es muy importante. Las fibras, con su elevado módulo elástico, se oponen con eficacia a las fuerzas que podrían deformar la resina de la matriz. Son excelentes las fibras de cuarzo, de carbono y de boro, que presentan una elevada resistencia a la tensión y un adecuado módulo elástico. Estas fibras no se deforman antes de romperse, es decir, se rompen por fractura frágil. Las fibras de vidrio son menos resistentes y su módulo es menor (CALABRIA H, 2010)

La evaluación ultra estructural se realiza seccionando los pernos ya sea longitudinalmente, siguiendo el eje mayor, o de manera horizontal, en perpendicular al eje mayor, para observar su interior. Mediante MEB se puede observar cómo la estructura de los diferentes pernos es distinta en el diámetro de las fibras y en su densidad: sólo tres tipos de pernos han presentado fibras con diámetro distintos, entre 5-7mm. mientras que en la mayor parte de los tipos era de 12-18mm. Respecto a la densidad de las fibras, era generalmente de 24-36 fibras/mm, con un rango de 13 a 70. Sin embargo, todavía no está claro cuál es el significado clínico de estos datos morfológicos. (SCOTTI R, 2013)

4.1.3.3 UNIÓN

En la estructura del perno reforzado con fibra, la investigación y la producción industrial han prestado una particular atención al tipo de unión que se forma entre la matriz y la superficie de las fibras. En algunos casos, éstas presentan una superficie rugosa o son tratadas con un agente de unión. Sin embargo, la resistencia de la unión no es elevada y resulta suficiente para impedir el deshilachado de los pernos, por separación de las fibras de la matriz, durante las cargas funcionales y parafuncionales. Por otro lado, el tipo de unión permite la fácil eliminación de los pernos cementados en el lecho endodóncico mediante fresas montadas en micromotores a baja velocidad; esto es posible por la separación de las fibras de la matriz. (TOMAIRO M, 2017)

El mismo resultado es macroscópicamente visible en el deshilachado del perno cuando se talla con una pieza de mano. En el análisis con Microscopio Electrónico de Barrido se observa una separación de las fibras de refuerzo de la matriz de resina por la fractura de la unión entre los dos componentes. Entre los defectos detectables en el examen microscópico, son importantes los que se encuentran en la interfase entre las fibras y la resina. (SCOTTI R, 2013)



Ilustración 16: Separación de fibras de carbono de la matriz
Fuente: SCOTTI R, 2013



Ilustración 17: Defectos de adhesión entre las fibras de resina y la matriz
Fuente: SCOTTI R, 2013

4.1.3.4 SUPERFICIE DEL PERNO

Macroscópicamente, la superficie del poste parece lisa, el análisis ultra estructural de los pernos de morfología protésica pone de manifiesto la superficialidad de las fibras de carbono, que transcurren longitudinalmente y que parecen seccionadas en la zona de transición entre la parte coronal y la apical del perno, de diámetros horizontales diferentes. El adhesivo se une a estas microrretenciones mecánicas.

El análisis mediante Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) evidencia la continuidad estructural entre los dos materiales. La adhesión de la resina a las fibras de carbono es óptima incluso en aquellas zonas donde el perno queda seccionado transversalmente. (SCOTTI R, 2013)

De todas formas, hay que recordar que en la resina que constituye la matriz y que mantiene las fibras unidas entre sí, presumiblemente existen radicales libres que permiten una unión con el BIS-GMA, componente de los cementos de resina. Esto conlleva una elevada afinidad y compatibilidad entre los dos materiales de resina, que da lugar a una óptima adhesión en su interfase. (SCOTTI R, 2013)

4.1.4 PROCEDIMIENTO DE RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES

Primeramente, mediante el uso de la radiografía se establece el ancho y la longitud del poste, para proceder a seleccionar el poste adecuado.



Ilustración 18: Medición del poste de fibra de vidrio
Fuente: DOUGARTE R, 2018

Se procede a desobturar el conducto radicular asegurándose de preservar un tope apical de un mínimo de 5mm de gutapercha, sin embargo, lo ideal es un tope apical de 6mm de gutapercha, este procedimiento se realizará empleando fresas Gattes Glidden y Peeso de manera secuencial e incremental hasta llegar al ancho seleccionado previamente. (Mezzomo E, 2010)

Se realizará la prueba del poste comprobando su adaptación y que este alcance la longitud establecida inicialmente dentro del conducto radicular y teniendo en cuenta que el poste debe medir 2 veces la longitud de la corona. (Mezzomo E, 2010)

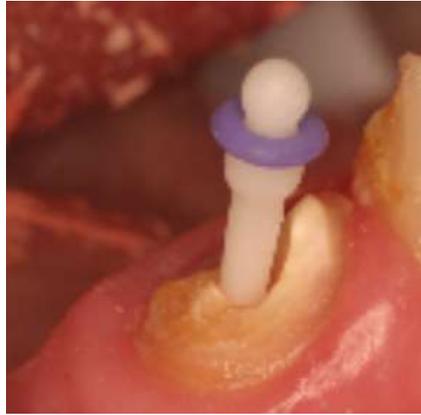


Ilustración 19: Prueba de adaptación del poste de fibra de vidrio
Fuente: DOUGARTE R, 2018

Con el poste seleccionado y su adaptación comprobada, se procederá a acondicionar la dentina radicular empleando ácido ortofosfórico al 37% por 10 segundos, lavado por 20 segundos y secado, para luego colocar una delgada capa de adhesivo empelando Brush ultra fino sin fotopolimerizar. (Mezzomo E, 2010)

El poste será acondicionado colocando ácido Fluorhídrico al 9.6% por 60 segundos, lavado por el doble de tiempo y secado, inmediatamente se colocará silano, se deberá esperar por 1 a 2 minutos para que este se evapore.

Algunos autores recomiendan colocar adhesivo, el cual se fotopolimerizara por 20 segundos (CRAIG R., 1998) mientras que otros autores sugieren colocar una delgada capa de adhesivo sin fotopolimerizar. (Mezzomo E, 2010)

A continuación, se procede a cementar el poste colocando cemento resinoso Dual en la entrada del conducto radicular y en el poste de fibra de vidrio, se colocará el poste con firmeza en el conducto radicular mientras se ejerce presión moderada



Ilustración 20: Cementación poste de fibra de vidrio
Fuente: DOUGARTE R, 2018

Los excesos de cemento resinoso dual serán eliminados empleando Bush y explorador, con la finalidad de que no interfiera en la posterior reconstrucción del muñón (DUGARTE R, 2008)

Finalmente, y debido a la gran destrucción coronaria a la que se encuentra asociado este tipo de tratamiento se procederá a la reconstrucción de la corona de la pieza dentaria, para esto pueden ser empelados varios tipos de materiales, como son el Ionómero de vidrio de tipo II o IV, la resina compuesta o el cemento resinoso dual



Ilustración 21: Materiales para reconstrucción de Muñones
Fuente: Google Imágenes

Una vez reconstruida la morfología de la corona dentaria, se realiza el corte del excedente del poste de fibra de vidrio empleando una fresa de diamante de fosas y fisuras en una pieza de alta velocidad

Una vez realizado todo el proceso descrito anteriormente, la pieza dentaria se encuentra lista para continuar con la siguiente etapa del tratamiento que consiste en el tallado y preparación para recibir la restauración protésica

4.1.5 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DE UN MUÑÓN DENTARIO EN DIENTES ANTERIORES

Primeramente tenemos que la altura incisivo/cervical de un muñón dentario debe ser aproximadamente de 2/3 de la corona clínica del diente, con el objeto de lograr paredes axiales de una longitud suficiente que asegure la retención y estabilidad funcional a la futura restauración protésica. (LOZA D, 1997)

Conociendo esto, es importante cumplir con los siguientes lineamientos, con la finalidad de obtener una preparación óptima para recibir una restauración metal-porcelana

	METAL PORCEANA	PORCELANA PURA
Terminación Gingival	En hombro 90° o Chaflán Yuxtagingival Profundidad 1.2 mm	En hombro 90° Yuxtagingival Profundidad 1.5-2mm
Pared Vestibular	Reducción de 1.2mm	Reducción 1.5mm
Pared palatina/Lingual	Reducción de 1.2mm	Reducción 1.5mm
Paredes Interproximales	Reducción de 1.2mm	Reducción 1.2 – 1.5mm
Borde Incisal	Reducción 2mm	Reducción 2mm

(CARVAJAL J, 2013)

4.1.6 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS DE UN MUÑÓN DENTARIO EN DIENTES POSTERIORES

La longitud o altura ocluso/cervical mínima de un muñón dentario en los dientes posteriores debe ser 4 mm, con el objeto de lograr paredes axiales de una longitud suficiente que aseguren la retención y estabilidad funcional del elemento mecánico. (CARVAJAL J, 2013)

Conociendo esto, es importante cumplir con los siguientes lineamientos, con la finalidad de obtener una preparación óptima para recibir una restauración metal-porcelana

	METAL PORCEANA	PORCELANA PURA
Terminación Gingival	En hombro 90° o Chaflán Yuxtagingival Profundidad 1.2 mm	En hombro 90° Yuxtagingival Profundidad 1.5-2mm
Pared Vestibular	Reducción de 1.5mm	Reducción 1.5mm
Pared palatina/Lingual	Reducción de 1.2mm	Reducción 1.5mm
Paredes Interproximales	Reducción de 1.2mm	Reducción 1.2 – 1.5mm
Cara Oclusal	Cúspide de trabajo: Reducción 2mm Cúspide no funcional: Reducción 1.5mm	Cúspide de trabajo: Reducción 2mm Cúspide no funcional: Reducción 1.5mm

(CARVAJAL J, 2013)

4.1.7 FUERZAS Y CARGAS SOPORTADAS POR UN MUÑÓN PROTÉSICO

Las restauraciones protésicas y los muñones sobre las que estas se soportan además de satisfacer requerimientos estéticos y periodontales deben cumplir con un requerimiento de tipo mecánico que consiste en soportar las diferentes fuerzas y cargas a las que están expuestos (SHILLINGBURG H, 2002)

Si la fuerza aplicada es paralela al muñón, esta intentara producir un movimiento en las interfaces cemento-muñón y cemento-restauración, este movimiento es impedido por las minúsculas proyecciones del cemento en las irregularidades de las superficies. (CARVAJAL J, 2013)

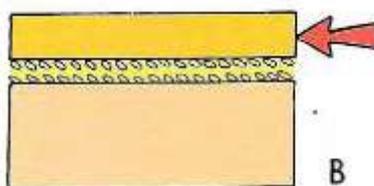


Ilustración 22: Fuerza aplicada paralela al muñón
Fuente: CARVAJAL J, 2013

Una fuerza dirigida en ángulo hacia el muñón tiene un componente paralelo junto con un componente perpendicular. De este modo el muñón está sujeto a una combinación de fuerzas de cizallamiento y de compresión, y el movimiento es resistido más eficazmente que si las fuerzas fuesen puramente de tensión o de cizallamiento. (CARVAJAL J, 2013)

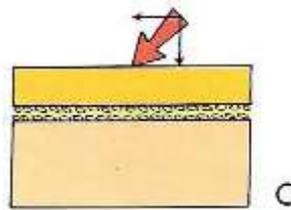


Ilustración 23: Fuerza aplicada en ángulo al muñón
Fuente: CARVAJAL J, 2013

Una fuerza compresiva perpendicular al Muñón no produce ningún movimiento de la restauración con relación al diente a no ser que sea lo suficientemente grande para fracturar o deformar el muñón protésico. (CARVAJAL J, 2013)

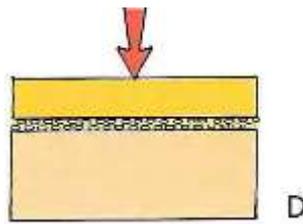


Ilustración 24: Fuerza aplicada perpendicular al muñón
Fuente: CARVAJAL J, 2013

Sin embargo, es importante destacar que estas fuerzas ocasionalmente se encuentran durante la función.

Además, la principal fuerza a la que se encuentra sometida un muñón protésico es la fuerza de oclusión que un individuo ejerce diariamente, la cual oscila alrededor de los 179Mpa, siendo soportando principalmente por el material restaurador elegido para la reconstrucción del muñón (HUAYHUA E, 2013)

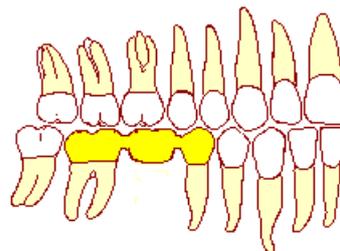


Ilustración 25: Carga oclusal sobre un puente Fijo
Fuente: HUAYHUA E, 2013

4.1.8 MATERIALES PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES

Los materiales de restauración deben resistir la tensión producida por las fuerzas masticatorias, además del conocimiento de sus propiedades mecánicas, cuando se selecciona el producto a emplear para la reconstrucción de un diente desvitalizado se deben considerar múltiples factores, como la capacidad de adhesión, la facilidad de manipulación, el tiempo necesario para su aplicación y la capacidad de sellado. (HEPBURN B, 2002)

Se han empleado como materiales de restauración del muñón protésico amalgama, resinas de compuestas e Ionómero de vidrio modificados con diferentes materiales.

Los Ionómeros de vidrio presentan una buena adhesión a la dentina, liberación de flúor y un bajo coeficiente de expansión térmica. Además, la introducción de una matriz de resina y la posibilidad de Fotopolimerización han facilitado las técnicas operatorias y mejorado las características mecánicas del material. (GONZALEZ R., 2013)

Las resinas compuestas ofrecen diferentes ventajas respecto a los materiales precedentes, como una elevada adhesión a las estructuras dentales, una fácil manipulación, control del producto durante las fases clínicas y, naturalmente, unas adecuadas propiedades mecánicas, algunas casi idénticas a las de la dentina. (HUAYHUA E, 2013)

4.2 CAPÍTULO II: RESISTENCIA A LA FLEXURAL DEL IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV

4.2.1 ANTECEDENTES IONÓMERO DE VIDRIO

El Ionómero de vidrio es el nombre genérico de un grupo de materiales que se basan en la reacción de un polvo de vidrio de silicato y ácido poliacrílico. Este material adquiere su nombre de su formulación con polvo de vidrio y un Ionómero que contiene ácidos carboxílicos. (GONZALEZ R., 2013)



Ilustración 26: Ionómero de vidrio convencional
Fuente: Google Imágenes

En sus principios, el Ionómero pretendía ser una restauración estética de dientes anteriores, especialmente indicada para las cavidades de clase III y clase V, debido a su adhesión a la estructura dentaria y su potencial para la prevención de la caries, sin embargo, su utilización se extendió como agente cementante, adhesivo ortodóncico de brackets, sellador de surcos y fisuras, recubrimiento y base cavitarios, reconstrucción de muñones y restauraciones intermedias. (Phillips, 2004)



Ilustración 27: Muñón reconstruido con Ionómero de vidrio
Fuente: Phillips, 2004

El tipo de aplicación depende de la consistencia del cemento, que oscila desde una viscosidad baja a una muy alta, según la distribución del tamaño de las partículas y la relación polvo-líquido. El tamaño máximo de partícula es de 50µm para los cementos restauradores y de 15 µm para los agentes cementantes. (Phillips, 2004)

La composición química del Ionómero de vidrio ha evolucionado a lo largo del tiempo. La necesidad de mejorar sus propiedades mecánicas llevó a la incorporación de partículas de metal que dieron lugar a un cemento de Ionómero de vidrio reforzado con metal.

El reemplazo de parte del ácido poliacrílico con monómeros hidrofílicos condujo a un material fotopolimerizable o quimiopolimerizable denominado Ionómero de vidrio modificado con resina o Ionómero híbrido. La reacción ácido-báse es parte del proceso de fraguado, por ello estos materiales son considerados como Ionómero de vidrio de fraguado dual. Los Ionómero de vidrio de fraguado triple son aquellos que emplean ambos métodos de iniciación de la polimerización. Este material posee un mayor tiempo de trabajo y su fraguado es menos sensible la humedad. (MACCHI, 2007)

4.2.2 COMPOSICIÓN DEL IONOMERO DE VIDRIO CONVENCIONAL

El polvo del Ionómero de vidrio, es un vidrio de Fluoraluminosilicato de calcio soluble a los ácidos. Los materiales en bruto se funden y se convierten en vidrio homogéneo al calentarlos a una temperatura de 1 100-1.500 grados. La radiopacidad la confieren aditivos con lantano, estroncio, bario y óxido de zinc. El cristal se pulveriza en pantallas de 15 a 50 µm. (MACCHI, 2007)

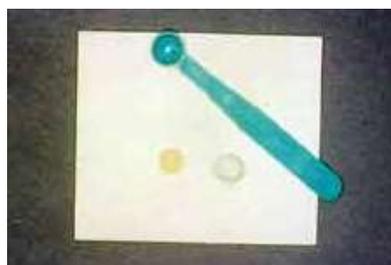


Ilustración 28: Polvo/líquido Ionómero de vidrio
Fuente: Google Imágenes

En la mayoría de los cementos actuales, el ácido se presenta en forma de un copolímero con ácidos itacónico, maleico o trica-boxílico. Estos ácidos pretenden aumentar la reactividad del líquido, disminuir la viscosidad y reducir la tendencia a transformarse en gel.

También en el líquido está presente el ácido tartárico, que mejora las características de manipulación aumentando el tiempo de trabajo, aunque disminuyendo a su vez el tiempo de fraguado. (Phillips, 2004)

Como método para aumentar el tiempo de trabajo del Ionómero de vidrio, se coloca poliácido liofilizado en polvo y el vidrio en el mismo frasco del polvo

4.2.3 CLASIFICACIÓN IONÓMERO DE VIDRIO

Existen diversas maneras de clasificar los Ionómero de vidrio, sin embargo, la clasificación de acuerdo a su empleo es la más utilizada

Ionómero Tipo I:	Se emplea como material para cementaciones, está compuesto por partículas finas, con un tamaño promedio de 20 micras
Ionómero Tipo II:	Es empleado como material restaurador, empleado principalmente en restauraciones a nivel cervical y donde no exista fuerzas oclusales grandes, sus partículas son gruesas, con un tamaño superior a 45 micras
Ionómero Tipo III:	Se emplea como base cavitaria o liner, constituido por partículas cuyo tamaño oscila entre 25 a 35 micras
Ionómero Tipo IV	Empleado para la reconstrucción de Muñones, elaborado a base de Ionómero tipo II al cual se le ha añadido resina, para reforzarlo aumentando su resistencia

(QHISPE J, 2015)

4.2.4 IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV O MODIFICADO CON RESINA

La sensibilidad a la humedad y la baja resistencia inicial del Ionómero de vidrio son el resultado de la lenta reacción ácido-básica. Se pueden añadir grupos funcionales polimerizables para acelerar su fraguado mediante luz o productos químicos, con el fin de

evitar estos inconvenientes inherentes y permitir que la reacción ácido-básica siga su curso tras esta polimerización. (MACCHI, 2007)

Estos productos se denominan Ionómeros de polimerización dual si sólo se aplica un mecanismo de polimerización, si se emplean los dos mecanismos de polimerización se denominan Ionómero de fraguado Triple. Estos materiales son denominados como Ionómeros de vidrio tipo IV o modificados con resina.



Ilustración 29: Ionómero de vidrio modificado con resina
Fuente: Google Imágenes

4.2.5 COMPOSICIÓN Y REACCIÓN DE FRAGUADO DEL IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV

Los componentes del polvo consisten en partículas de vidrio de fluoraluminosilicato liberadoras de iones e iniciadores para el fraguado por luz y/o por reacciones químicas. El líquido se compone normalmente de agua y ácido poliacrílico o un ácido poliacrílico modificado con monómeros de metacrilato e hidroxietil-metacrilato (HEMA). (CRAIG R., 1998)

Estos dos últimos componentes son los responsables de la polimerización, la reacción de fraguado inicial del material es fruto de la polimerización de los grupos metacrilato. La lenta reacción ácido-básica es la responsable, en último término, del proceso de maduración y de la resistencia final. El contenido de agua total en este tipo de materiales es menor, para permitir una mejor integración de los ingredientes polimerizables. (CRAIG R., 1998)

4.2.6 CARACTERÍSTICAS DEL IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV

Un cambio sustancial con respecto a los Ionómeros de vidrio convencionales es la mejora en la translucidez, esto se debe a que la inclusión de los monómeros hace que el índice de refracción del líquido sea similar al de las partículas.

En pruebas in vitro de Ionómero de vidrio tipo IV, la liberación de flúor es equiparable con los Ionómeros convencionales. La resistencia diametral a la tracción de los Ionómeros híbridos es mayor que la de los convencionales. (MACCHI, 2007)

Este aumento de la resistencia se puede atribuir fundamentalmente a su bajo módulo elástico y a la mayor cantidad de deformación plástica que se produce antes de que se fracture. (GONZALEZ R., 2013)

El mecanismo para la adhesión a la estructura del diente es el mismo que para los Ionómeros convencionales, se espera que haya menos actividad iónica debido a la reducción en los ácidos carboxílicos del líquido de los Ionómeros de vidrio tipo IV; sin embargo, su fuerza adhesiva a la estructura dentaria puede ser mayor que la de los Ionómeros convencionales.

La polimerización provoca un mayor grado de contracción tras el fraguado, el bajo contenido en agua y el ácido carboxílico también reduce la capacidad del Ionómero de mojar el tejido dentario, por lo que puede aumentar en gran medida la micro-filtración si lo comparamos con los Ionómeros de vidrio convencionales. (GONZALEZ R., 2013)

La biocompatibilidad del Ionómero de vidrio híbrido es comparable a la de los Ionómeros convencionales. Sin embargo, también se debe tener en cuenta el aumento transitorio de temperatura que se produce con la polimerización. (MACCHI, 2007)

4.2.7 PROPIEDADES DEL IONÓMERO DE VIDRIO TIPO IV

4.2.7.1 PROPIEDADES MECÁNICAS:

El Ionómero de vidrio tipo IV presenta altos valores de resistencia a la compresión ejercida por la acción masticatoria. (NATERA C, 2010) Se caracterizan por poseer valores de rigidez

similares a la dentina, gracias a ello, actualmente se ha convertido en el material ideal para realizar bases cavitarias. Sin embargo presenta baja resistencia a la abrasión. (ANISAVICE K, 1998)

- **OPACIDAD**

La apariencia estética de los Ionómeros de vidrio tipo IV es menor si se compara con las resinas compuestas debido a que tienen mayor opacidad, por lo tanto, su uso está limitado a áreas cervicales, labiales o bucales del esmalte. (MACCHI, 2007)

- **SOLUBILIDAD**

Los Ionómeros de vidrio tipo IV presentan baja solubilidad y desintegración en el medio bucal, esto gracias a la formación de una sal de un catión con electronegatividad alta como el aluminio. (HENOSTROZA G, 2010) Sin embargo, es importante destacar que en presencia de pH ácido los Ionómeros pueden experimentar alteraciones superficiales por erosión ácida e incrementar su solubilidad y desintegración. (BARRANCOS M, 2006) Aunque son bastante resistentes a la disolución se recomienda proteger con un barniz después de hecha la obturación, con la finalidad de evitar que el material absorba agua. (BARCELÓ SF, 2008)

4.2.7.2 PROPIEDADES ADHESIVAS

El comportamiento quelante del ácido poliacrílico le confiere adhesión específica a los dientes y a algunos metales de uso odontológico. (BARRANCOS M, 2006) Se trata de una unión química de naturaleza iónica entre los grupos carboxílicos y el calcio de la hidroxiapatita del esmalte y dentina.

Para que esto se produzca es necesario poner el material en contacto con el tejido dentario cuando todavía existen grupos carboxilo sin reaccionar y que la superficie de preparación no esté reseca. Si se demora el trabajo clínico y se deja avanzar la reacción, lo que se puede notar por la pérdida de brillo de la mezcla, no se logra la adhesión deseada. (BARCELÓ SF, 2008) Se ha demostrado que los cementos se unen más fácilmente al esmalte que a la dentina. (ANISAVICE K, 1998)

4.2.7.3 RESISTENCIA FLEXURAL

La resistencia a la flexión de un material, como puede ser el Ionómero de vidrio tipo IV se considera como su capacidad de resistir a la curvatura, cuando se ejerce una fuerza. Este tipo de tensión es muy común en la cavidad bucal, especialmente cuando prótesis fijas son elaboradas en ella. (HUED R, 2010)

- **EFFECTOS DE LA FLEXIÓN SOBRE EL IONÓMERO DE VÍDRIO TIPO IV**

La resistencia flexural de un polímero como puede ser el Ionómero de vidrio tipo IV pone a prueba cuando se aplica una fuerza en el 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 y el alargamiento de las dimensiones horizontales. (SANTACRUZ Y, 2011)

- **DEFORMACIÓN POR FLEXIÓN**

Cuando un polímero como puede ser el Ionómero de vidrio tipo IV es sometido a una fuerza, es posible creer que las tensiones primordiales que actúan sobre la superficie superior son compresivas las cuales van a producir una deformación compresiva, mientras que las fuerzas que se ejercen sobre la superficie inferior son traccionales, que originaran una deformación traccional. (SANTACRUZ Y, 2011)

- **DEFORMACIÓN COMPRESIVA:** Disminución permanente del volumen y, consiguientemente, de la relación de vacíos de una masa de suelo, o de otro material particulado, por efecto de la aplicación de un esfuerzo normal de compresión.

La deformación compresiva unitaria se expresa en términos de la disminución de la relación de vacíos y del volumen específico del suelo. (Normas ASTM 2435 y 4186).

- **DEFORMACIÓN TRACCIONAL:** Un material sometido a fuerzas traccionales sufre deformaciones positivas, conocidas como estiramientos, en ciertas direcciones

por efecto de la tracción. Sin embargo, el estiramiento en ciertas direcciones generalmente va acompañado de acortamientos en las direcciones transversales

Debido a que el Ionómero de vidrio tipo IV posee resina en su composición necesita ser fotopolimerizado inicialmente, por lo tanto, es de vital importancia una adecuada técnica de Fotopolimerización, empleando una lámpara de fotocurado que emita una adecuada intensidad y longitud de onda, a una distancia y un tiempo adecuado, garantizando así que Ionómero de vidrio fotocurada exprese sus propiedades de manera óptima,

4.3. CAPÍTULO III: RESISTENCIA A LA FLEXURA DE LA RESINA COMPUESTA MICROHIBRIDA

4.3.1 ANTECEDENTES RESINAS COMPUESTAS

La búsqueda por un material restaurador con propiedades físicas, químicas y mecánicas óptimas se lleva a cabo desde hace varias décadas. La resina acrílica constituyó uno de los primeros materiales en ser usados para restauraciones directas. Formada fundamentalmente por una matriz orgánica autopolimerizable, emitía calor durante la polimerización y presentaba gran contracción de polimerización, además de aumentar exponencialmente el riesgo de hiperemia pulpar. Como consecuencia, las restauraciones mostraban una adaptación marginal inestable, pigmentada, filtración marginal, caries recurrente y daños pulpares. (Palacio, 2014)

La matriz resinosa utilizada en la mayoría de las resinas compuestas actuales es un dimetacrilato, habitualmente el Bis-GMA. Si el Bis-GMA a pesar de que aún no se puede decir que esta es la matriz ideal, son indiscutibles las ventajas que posee cuando se la compara con sus predecesoras. 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. (MACCHI, 2007)

Partículas dimensionalmente invariables como el cuarzo, la sílice u otros tipos de vidrio fueron agregadas a la matriz resinosa, dando origen a un producto nuevo, llamado resina compuesta. 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 (HUAYHUA E, 2013)

Las características propicias de las resinas compuestas hacen, actualmente, 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 (Palacio, 2014)

4.3.2 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Existen diversas maneras de clasificar las resinas compuestas, siendo la clasificación en base al tipo de relleno o carga utilizada la más usada

Resina de Macropartículas	<p>También denominadas resinas convencionales o de primera generación. Se encuentran constituidas por partículas de relleno inorgánico bastante irregulares en cuanto a su tamaño, oscilando entre 1-100 micrones.</p> <p>Pese a ser mejores que las resinas acrílicas, presentaban problemas como:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Porosidad superficial • Dificultad de lograr una superficie pulida adecuada
Resina de Micropartículas	<p>Estos sistemas de resina poseen partículas de sílice pirolítica coloidal, las cuales tienen un tamaño mucho más uniforme que aquellas usadas en las resinas compuestas convencionales, oscilando entre 0.2 - 0.04 micrones de diámetro.</p> <p>La característica más destacable de estas resinas compuestas es la excelente terminación superficial que pueden lograr, lo que permite obtener una estética excepcional</p>
Resinas Híbridas	<p>Las resinas híbridas son composites que poseen tanto macro como micropartículas de relleno, con características de ambas. El tamaño de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0.04 - 5 micrones.</p>
Resina Microhíbrida	<p>Estas resinas compuestas son una mejora de las resinas compuestas híbridas ya que combinan las características físicas de una resina compuesta híbrida y las características estéticas de las resinas compuestas de microrrelleno. El relleno inorgánico de estas resinas</p>

	<p>está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila entre 0,04 y 3 micras.</p> <p>Estas resinas compuestas son un intento por incorporar una mayor cantidad de relleno inorgánico, lo cual permite mejorar algunas propiedades físicas.</p>
Resinas de Nanoparticulas	<p>Recientemente se han introducido en el mercado nuevos composites que incluyen partículas de relleno nanométricas que contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 pm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm.</p>

(SANTACRUZ Y, 2011)

4.3.3 RESINA COMPUESTA MICROHÍBRIDA

Las resinas híbridas, son el resultado de la incorporación de cargas de distintos tamaños a la matriz orgánica, 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 (0,04um) con partículas mayores (0,2 a 6um). Esa agregación de carga con diferentes tamaños permitió un aumento en la proporción carga-matriz y concediendo mejores propiedades a las resinas híbridas. Para ampliar la característica estética de esas resinas, el tamaño de las partículas inorgánicas fue reducido, quedando con dimensiones medias entre 0,2um y 1um, 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. (MACCHI, 2007)

Las resinas híbridas, micro-híbridas y nano-híbridas poseen uso universal, consiguiendo ser utilizadas en restauraciones de dientes anteriores y posteriores.

4.3.4 COMPOSICIÓN RESINA COMPUESTA MICROHÍBRIDA

Las resinas compuestas están conformadas principalmente por dos elementos: la matriz orgánica y el relleno mineral inorgánico o fase dispersa. En conjunto a estos dos elementos se encuentran otros componentes como lo son: los 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 y pigmentos (Palacio, 2014)

4.3.4.1 MATRIZ ORGÁNICA

El Bis-GMA es un monómero que se sintetizó por primera vez en 1962, se obtiene por una reacción del Bisfenol A y dos moléculas de metacrilato de Glicidilo, con un relleno de cuarzo granulado

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. (MACCHI, 2007)

Todo esto propicia que las propiedades mecánicas y físicas sean superiores a la de los monómeros que se manejaban anteriormente y por lo tanto el comportamiento clínico y los resultados también se perfeccionen.

4.3.4.2 PARTÍCULAS INORGÁNICAS

Las partículas de relleno inorgánico agregadas a la matriz orgánica confieren a las resinas compuestas propiedades físicas y mecánicas superiores a las que posee la resina aisladamente. Con esta agregación se obtiene mejoras como: 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. (HUAYHUA E, 2013)

Dichas mejoras permiten 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 por Base de Dióxido de Silicio unido a la resina como cuarzo cristalino o como sílice pirogénico, lo cual dependerá del proceso de manufacturación. (HUAYHUA E, 2013)

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 presentan una gran desventaja, su radiolúcidez. Es por este motivo que la mayoría de resinas compuestas que existen en la actualidad han sustituido parcialmente el cuarzo por partículas de composición química más compleja, como el bario y el zirconio que son radiopacos. (MACCHI, 2007)

Es importante mencionar que, el tamaño, la composición y la forma de las partículas también intervienen en las propiedades finales de la resina compuesta. Siendo así, que pueden utilizarse partículas esféricas, redondeadas o de forma irregular.

4.3.4.3 AGENTES DE UNIÓN

La matriz de resina y las partículas de relleno tienen una estructura química distinta y no existe entre ellas ningún tipo de unión química. Es por esto que son necesarios algunos agentes que generen este acoplamiento, pues la unión micromecánica que puede existir entre la resina y las partículas de relleno no es lo suficientemente fuerte como para mantener unidas ambas fases.

Los agentes de unión más utilizados son los silanos, que son 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 en la actualidad 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. (PALACIO, 2014)

4.3.5 PROPIEDADES DE LA RESINA MICROHÍBRIDA

4.3.5.1 PROPIEDADES FÍSICAS

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

- **ABSORCIÓN HÍDRICA**

Esta propiedad que se caracteriza por la cantidad de agua absorbida en la superficie y absorbida por la resina y la expansión higroscópica se relaciona a esta absorción.

También se puede definir como la posibilidad de penetración de moléculas de agua en el material e involucra una expansión volumétrica del mismo, esta absorción de agua puede constituir hasta el 2% del volumen del material. (MACCHI, 2007)

De la Macorra, 1999, revela, que la expansión higroscópica, es decir, la absorción de agua del medio, libera el estrés interno de la resina, con lo cual esta se vuelve menos compacta, originando un cambio en sus propiedades.

- **EXPANSIÓN TÉRMICA**

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

- **POROSIDAD**

Esta propiedad está relacionada con el procedimiento clínico empleado en la elaboración de la restauración y la manipulación del material; teniendo una mayor trascendencia en las resinas autopolimerizables debido a la necesidad de mezclado previo a su colocación. (Phillips, 2004)

4.3.5.2 PROPIEDADES MECÁNICAS

En la actualidad las resinas son uno de los materiales más utilizados en la práctica del odontólogo. Sus propiedades mecánicas son mediadas no solamente por su composición química, sino también por el medio 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 se encuentra diferentes tipos de bacterias, proteínas enzimáticas y hormonas, a más de la flora normal, que originan aún más la degradación de la superficie. (NEVAREZ R, 2008)

Algunas propiedades mecánicas son empleadas para establecer y determinar las categorías de resinas compuestas presentes en el mercado. Entre las principales propiedades tenemos: resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia a la tracción diametral, módulo de elasticidad, entre otras.

Todas estas propiedades la finalidad de establecer la conducta clínica de los materiales que serán empleados en la cavidad bucal.

- **MÓDULO DE ELASTICIDAD**

Se establece como la relación entre tensión y deformación. Teniendo así que mientras mayor es este módulo, más rígido es el material y estará relacionado directamente con la menor cantidad de matriz orgánica presente en la resina. (HUED R, 2010)

El módulo de elasticidad o también conocido como modelo de Young muestra la rigidez de un material. Así se puede establecer que un material con mayor módulo de elasticidad experimenta mayor deformación bajo fuerzas masticatorias.

Dicha deformación puede tener efectos catastróficos 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.

Para las resinas compuestas híbridas y de macropartículas se expresa una rigidez de 819 GPa. Las resinas compuestas 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 la estructura a la que normalmente reemplazan. (Arce de la Cruz E, 2005)

- **RESISTENCIA A LA FRACTURA**

Esta propiedad determina la energía necesaria para la difusión de una grieta por un material; es decir, muestra la resistencia a la expansión de las grietas de fractura. Las resinas compuestas más resistentes a la fractura son las que contienen más relleno y partículas más gruesas. (Arce de la Cruz E, 2005)

Una resina compuesta requiere tener alta resistencia de margen para contrarrestar 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.

Manndarino en 1989, explica por primera vez como resinas compuestas por partículas con tamaño más regular y mejor distribuidas en la matriz orgánica, exhiben mayor resistencia a los esfuerzos masticatorios, gracias al aumento de sus propiedades físicas y mecánicas. (STEFANELLO A, 2005)

Fernández, establece que la resistencia a la fractura es una propiedad de gran importancia 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 se encuentra íntimamente relacionado con la cantidad de relleno, por ejemplo, las resinas compuestas de alta viscosidad poseen alta resistencia a la fractura puesto que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas masticatorias. (FERNANDEZ C, 2014)

- **RESISTENCIA A LA TRACCIÓN**

La resistencia a la tracción de un material consiste en la tensión necesaria para causar fractura o provocar una determinada cantidad de deformación plástica. La resistencia máxima a la tracción, o la resistencia a la fractura se emplean con la finalidad de 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. (MACCHI, 2007)

Por medio de estas pruebas 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.

El hecho de que un material se fracture en una tensión menor a la máxima soportada por éste, se debe al hecho de que durante la tracción disminuye su área de sección transversal. (REIS A, 2012)

Las resinas compuestas híbridos poseen la mejor resistencia a la tracción debido a su relleno inorgánico que justifica el ahorro de tejido dentario en las preparaciones oclusales extensas y con istmos profundos

- **RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN**

La resistencia a la compresión es más alta que la resistencia a la tensión en las resinas compuestas. Una manera de realizar este tipo de fuerza es mediante el empleo de dos fuerzas opuestas entre sí que aproximan al material sobre la misma recta. (Arce de la Cruz E, 2005)

El principal efecto de las fuerzas compresivas sobre la resina compuesta es la deformación. (REIS A, 2012)

Tomando en consideración que la mayoría de las fuerzas masticatorias son compresivas, es de vital importancia emplear materiales dentales que poseen una elevada resistencia a la compresión.

- **RESISTENCIA A LA FATIGA**

La resistencia a la fatiga es otra propiedad de gran relevancia en la práctica odontológica. En este caso los valores de resistencia a la fatiga obtenidos durante las pruebas pueden ser engañosos debido a que usualmente, ningún material falla posterior a una única aplicación de una carga por debajo de su resistencia máxima. (HUAYHUA E, 2013)

Siendo así que la fractura por fatiga de un material es el resultado de la exposición a tensiones cíclicas, que proveen el crecimiento y propagación de defectos intrínsecos en el material que producen una rápida e imprevista fractura. (REIS A, 2012)

- **DUREZA SUPERFICIAL**

La dureza superficial se define como la resistencia que posee un material a la indentación o penetración permanente de su superficie. Leung, en 1983, manifestó la correlación existente entre la dureza y el grado de conversión o polimerización de un material. 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. (NEVAREZ R, 2008)

Se considera la resistencia del material a la deformación plástica y es uno de los elementos que influyen directamente en el desgaste oclusal, lo que se encuentra claramente relacionado con la cantidad de relleno; en las resinas compuestas híbridos actuales. (HUED R, 2010)

Esta propiedad es habitualmente empleada como un indicador de la capacidad de un material de resistir a las rayaduras. Tenemos así, que, por ejemplo, materiales acrílicos son rayados fácilmente por ser evidentemente blandos, mientras que aleaciones de Co/Cr no tienen

predisposición a sufrir ralladuras debido a su gran dureza superficial. Sin embargo, una mayor dureza significa también una mayor dificultad de pulido.

- **RESISTENCIA AL DESGASTE**

Esta propiedad representa una de las mayores desventajas de las resinas compuestas, así 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. (HUAYHUA E, 2013)

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. (HUAYHUA E, 2013)

El desgaste de una resina compuesta se establece como un fenómeno complejo. A más 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 por rozaduras. (Arce de la Cruz E, 2005)

La cavidad bucal es un ambiente severo tanto para la implantación de una restauración como una prótesis y por lo tanto la resistencia al desgaste se establece como una propiedad de gran importancia para valorar la durabilidad de un material restaurador.

La resistencia al desgaste es uno de los aspectos más importantes de las resinas compuestas, debido a que el desgaste superficial está directamente 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 y pérdida del relleno. (HUED R, 2010)

4.3.5.3 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

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 (HUED R, 2010)

- **EFFECTOS DE LA FLEXIÓN SOBRE LA RESINA**

La resistencia flexural de una resina compuesta se pone a prueba cuando se aplica una fuerza en el 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 y el alargamiento de las dimensiones horizontales. (SANTACRUZ Y, 2011)

- **DEFORMACIÓN POR FLEXIÓN**

Cuando las resinas compuestas son sometidas a una fuerza, es posible creer que las tensiones primordiales que actúan sobre la superficie superior son compresivas las cuales van a producir una deformación compresiva, mientras que las fuerzas que se ejercen sobre la superficie inferior son traccionales, que originaran una deformación traccional. (SANTACRUZ Y, 2011)

- **DEFORMACION COMPRESIVA**

Disminución permanente del volumen y, consiguientemente, de la relación de vacíos de una masa de suelo, o de otro material particulado, por efecto de la aplicación de un esfuerzo normal de compresión.

La deformación compresiva unitaria se expresa en términos de la disminución de la relación de vacíos y del volumen específico del suelo. (Normas ASTM 2435 y 4186).

- **DEFORMACIÓN TRACCIONAL**

Un material sometido a fuerzas traccionales sufre deformaciones positivas, conocidas como estiramientos, en ciertas direcciones por efecto de la tracción. Sin embargo, el estiramiento en ciertas direcciones generalmente va acompañado de acortamientos en las direcciones transversales

- **IMPORTANCIA DE LA RESISTENCIA FLEXURAL**

La resistencia flexural se establece como una propiedad de gran relevancia cuando de materiales restauradores hablamos, debido a que las restauraciones dentales al igual que las piezas dentarias están sometidas a tensiones tangenciales (de corte), traccionales, compresivas y tensiones flexurales (que generan una flexión, deflexión). Teniendo así, que cuando un material no logra un equilibrio entre dichas tensiones se produce la fractura. (SANTACRUZ Y, 2011)

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. (HUAYHUA E, 2013)

Finalmente es importante mencionar que al ser la resina microhíbrida un material fotopolimerizable, es de vital importancia una adecuada técnica de Fotopolimerización, empleando una lámpara de fotocurado que emita una adecuada intensidad y longitud de onda, a una distancia y un tiempo adecuado, garantizando así que la resina microhíbrida fotocurada exprese sus propiedades de manera óptima.

4.3 CAPÍTULO IV: PRINCIPIOS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

4.3.1 DEFINICIÓN

La reacción química mediante la cual se logra la solidificación de las resinas compuestas y el Ionómero de vidrio tipo IV se denomina polimerización.

Esta reacción consiste en la unión química de los monómeros para obtener moléculas de alto peso molecular denominadas polímeros. Para iniciar esta reacción se requiere de un aporte de energía a través de algún mecanismo de iniciación que puede ser activación química, activación por luz ultravioleta, activación por luz visible o activación por calor. (SANTACRUZ Y, 2011)

4.3.2 UNIDADES DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Las lámparas de Fotopolimerización han evolucionado mejorando su espectro de luz, su ergonomía y su potencia de polimerización, con la finalidad de mejorar su calidad de Fotopolimerización de las resinas y otros materiales fotopolimerizables. Hoy en día es indiscutible que las resinas y Ionómeros constituyen uno de los materiales más importantes en Odontología, pues ofrecen adhesión y estética a la vez. Estas pasan por un fenómeno de polimerización, el cual puede ser alcanzado a través del proceso de fotocurado. (SANTACRUZ Y, 2011)

Las primeras unidades de energía radiante para la fotopolimerización de materiales, fueron los que funcionaban con luz ultravioleta en la década de los setenta. Sin embargo, la JADA en un reporte en el año de 1976 destaca una serie de daños potenciales y lesiones tanto en el paciente como en el personal operador expuestos al trabajo con estas unidades de luz ultravioleta, produciendo principalmente efectos sobre células y virus comúnmente presentes en la cavidad bucal, además se estableció que poseían un alto potencial oncogénico, debiendo por ello minimizar la exposición de los tejidos a dichas radiaciones, finalmente y por lo anteriormente expuesto, estas unidades de luz ultravioleta fueron descontinuadas. (CALVAHO, 2006)

A partir de mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada fue la lámpara a base de luz halógena, la cual sufrió una escasa

evolución cualitativa durante ese período, ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaron hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y la evolución de la composición química de los materiales fotocurables.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación en el proceso de endurecimiento de un material, consiste en la activación, mediante su energía lumínica de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenan la reacción química de transformación del producto inicial en el producto final deseado. Estos compuestos, cuyo principal representante son las canforoquinonas, son especialmente sensibles a la energía lumínica en el rango de los 470-475 nm de longitud de onda (luz azul), y provocan tras su fotoactivación, la aparición de radicales libres capaces de desencadenar la reacción química deseada sobre el compuesto. (SANTACRUZ Y, 2011)

Durante los últimos años, la industria ha vuelto a prestar especial atención a la fuente lumínica de fotoactivación como nueva posibilidad para la mejora en las propiedades físicas, químicas y mecánicas de estos materiales.

Existen unidades de polimerización como:

- Lámparas de luz Halógenas o Convencionales
- Lámparas de Luz Emitida por Diodos (LED)
- Lámparas Láser
- Lámparas Arco de Plasma

LÁMPARA DE LUZ EMITIDA POR DIODOS (LED)

Para lograr contrarrestar los diferentes problemas que presentaban las lámparas de luz halógenas, surgen las lámparas LED “Light Emitting Diode” o luz emitida por diodos. Un diodo es un componente semiconductor, que se caracteriza por permitir un paso fácil de corriente en un sentido y difícil hacia el contrario. Concretamente, el diodo conduce corriente fácilmente desde el ánodo hacia el cátodo, pero no al revés. (LAZARO M, 2014)

Con las LED se pueden producir longitudes de onda deseadas mediante apropiadas energías de amplitud de banda. Se crea por tanto un sistema más eficiente de convertir energía

eléctrica en luz. Se demuestra que a intensidades inferiores a las convencionales (100 mW/cm²) la profundidad de fraguado de la resina y su factor de conversión mejoran usando LED comparado con las lámparas de luz halógena convencionales. (SANTACRUZ Y, 2011)

La calidad de la polimerización depende del estrecho pico de absorción del sistema iniciador, y hace del espectro de emisión un factor clave para la correcta polimerización de las resinas.

La banda de absorción de las canforoquinonas, sustancia encargada de la fotoactivación de los materiales, oscila entre 360 y 520 nm. Su pico máximo es de 465nm, dentro de este rango, la emisión óptima de la luz debería estar entre 450 y 490nm. En los dispositivos convencionales, la mayoría de fotones son emitidos fuera del espectro óptimo de absorción de la canforoquinona. En contraste el 95 % de los fotones emitidos por el haz azul de luz de las LED se encuentra entre 440 y 500 nm. (LAZARO M, 2014)

La mayoría de los fotones emitidos por la LED interaccionan con la canforoquinona, explicando la mayor profundidad de fraguado y el aumento del factor de conversión con respecto a las lámparas de luz halógena, aún funcionando a intensidades de 100 mW/cm². (ROVIRA M, 2006)

4.3.3 FASES DE LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

Se ha establecido que, durante el proceso de polimerización, existen tres fases claramente diferenciadas:

FASE PRE GEL

Se produce al inicio de la polimerización de un material de base orgánica. En este momento, el material todavía es una “pasta” (más plástica), o, mejor dicho, su matriz resinosa se encuentra en un estado viscoplástico, por lo que el composite puede fluir (incluso por su propio peso). Es decir, los monómeros que forman parte de la matriz pueden moverse o adoptar nuevas posiciones dentro de ella. (LANATA E, 2006)

PUNTO GEL

Esta fase se detecta cuando la reacción de polimerización ha avanzado lo suficiente como para formar más macromoléculas que logran transformar el material en un sólido. En este

momento no será posible el movimiento o la difusión de moléculas dentro de la matriz orgánica. Este período se define como el punto donde la fluencia del material no puede acompañar su contracción. En este momento el material entra en la fase pos gel. (LANATA E, 2006)

FASE POS GEL

En esta fase el material alcanza un grado de rigidez elevado. No obstante, como la polimerización sigue avanzando, el material sigue contrayéndose. Cuando dicha contracción es interferida (ej. si el material está adherido a las paredes de una preparación dentaria) en la fase pos gel, se produce la denominada tensión o stress de contracción.

El material empieza a contraerse volumétricamente desde el inicio de la etapa pre gel. La contracción volumétrica ocurre por el acercamiento entre las moléculas luego de la reacción de polimerización. Se ha estudiado que antes de dicha reacción, la distancia entre moléculas (distancia de Van-del-Waals) es aproximadamente 3,4 a (0,34nm), mientras que luego de la polimerización esa brecha se reduce a 1,5 a (0,15nm). (LANATA E, 2006)

4.4.4 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL GRADO DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

El grado de Fotopolimerización del material empleado que podemos conseguir dependerá de varios factores, como son:

FACTORES DEPENDIENTES DE UNA CORRECTA TÉCNICA

TIEMPO DE FOTO ACTIVACIÓN: Si el tiempo de exposición a la luz es reducido no se genera suficiente trabajo para generar una adecuada Fotopolimerización. Así, es importante tener en cuenta que unidades con alta potencia producen un mayor trabajo por unidad de tiempo facilitando así el trabajo. Contrariamente, unidades de baja potencia requerirán mayor tiempo de exposición de luz. (MACCHI, 2007)

DISTANCIA LUZ-MATERIAL: Debe ser mínima, evitando el contacto material-punta y manteniendo la fuente de luz a 90° con la superficie. En el caso en que se aleje la fuente de

luz se incrementa la superficie irradiada, pero disminuye así la potencia por unidad de superficie y por consiguiente la calidad de polimerización obtenida

B) FACTORES DEPENDIENTES DEL MATERIAL

COMPOSICIÓN: La composición de la matriz del material, la concentración del inhibidor, la cantidad de acelerador activado por luz, la composición y forma del relleno, así como los índices refractarios del relleno, van a influir directamente en la polimerización.

COLOR DEL MATERIAL: Los tonos más oscuros requieren más tiempo de polimerización y experimentan un fraguado menos profundo que los tonos más claros, debido a que el pigmento absorbe la luz (ALBERS,1988).

FACTORES DEPENDIENTES DE LA LÁMPARA DE POLIMERIZACIÓN

EXTREMO DE LA LÁMPARA: Debe evitarse la acumulación en el extremo de pequeñas cantidades de material adherido, que reducen de manera importante la intensidad de polimerización. Es importante recordar que la punta de la fibra óptica debe estar libre de cualquier contaminación en todo momento. (MACCHI, 2007)

5. METODOLOGÍA

5.1 DISEÑO ESTUDIO

El presente estudio será de tipo in vitro, experimental y comparativo (PINEDA B, 2008) ya que se emplearán muestras de materiales dentales para la reconstrucción de muñones, Ionómero de vidrio (Vitremmer-3M) y resina microhíbrida (TPH SPECTRUM-Dentsply) para comparar su resistencia flexural.

5.2 POBLACIÓN Y MUESTRA

El estudio estará conformado por 60 bloques de materiales dentales para la reconstrucción de muñones (PINEDA B, 2008), divididas en dos grupos: el primer grupo estará constituido por 30 bloques de Ionómero de vidrio tipo IV (Vitremmer-3M); y el segundo grupo constituido por 30 bloques de resina compuesta microhíbrida (TPH SPECTRUM-Dentsply).

5.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Bloques de Ionómero tipo IV y resina microhíbrida que cumplan con las especificaciones y dimensiones detalladas en la norma ISO 4049 (ISO, 2018).

- Largo: 25mm
- Alto: 2mm
- Ancho: 2mm

5.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Serán excluidos del estudio todos los bloques de resina y Ionómero que presenten:

- Fisuras.
- Fracturas.
- Alteraciones en las dimensiones.
- Áreas no polimerizadas.

Los Bloques de resina y Ionómero con defectos serán elaborados nuevamente hasta obtener 60 muestras

5.5 CONCEPTUALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	CONCEPTO	DIMENSIÓN	INDICADORES
RESISTENCIA FLEXURAL	La resistencia a la fractura de un material sólido es una función de las fuerzas cohesivas que existen entre sus átomos.		MPa = Mega Pascal

5.6 MATERIALES Y MÉTODOS

5.6.1 MATERIALES

- 2 Cajas Vitremer A3 (3M, Estados Unidos)
- 2 Tubos Resina microhíbrida TPH Spectrum A2 (Dentsply, Estados Unidos)
- 1 Matriz Metálica 25mm Largo, 2mm ancho y 2 mm espesor
- 1 Porta-material/Gutaperchero – (American Eagle, Estados Unidos)
- 1 Espátula Plástica (FGM, Brasil)
- 2 Losetas Vidrio
- 1 Porta Objetos
- 2 Cajas Guantes Nitrilo (SUPERMAX, Malasia)
- Tela color Blanco 2x2 metros
- Membretes
- Bolsas Plásticas de Sellado al Vacío (ZIPLOC, Estados Unidos)
- Calibrador Digital (Digital Caliper, Estados Unidos)

5.6.2 EQUIPOS

- Lámpara de Fotopolimerización de luz LED en modo RAMP (GNATUS OptiLigh Max de 1200mW/cm², Brasil)
- Máquina de Ensayos Universales (MARSHALL PS25, Estados Unidos) del laboratorio GEOCONS (Geotecnia, Consultoría & Construcción) en Loja
- Medidor Digital de fuerza MARSHAL integrado en la máquina de ensayos Universal (MARSHALL PS25).
- Cámara Fotográfica NIKON D5500 DSLR 12.3 Megapíxeles (Japón)

5.7 METODOS

Para el presente estudio se utilizó 60 bloques de materiales dentales para la reconstrucción de muñones divididos en 2 grupos: El primer grupo constituido por 30 bloques de Ionómero de Vidrio tipo IV (VITREMER-3M) (GONZALEZ R., 2013), y el segundo grupo constituido por 30 bloques de Resina Compuesta microhíbrida (TPH SPECTRUM – DENTSPLY) (HUAYHUA E, 2013)



Foto 1: Resina Microhíbrida TPH SPECTRUM
Autor: Pablo Loyola



Foto 2: Ionómero de Vidrio Vitremer-3M
Autor: Pablo Loyola

Estos bloques fueron elaboradas de manera estandarizada según la norma ISO 4049 (para ensayos de propiedades mecánicas de las resinas), la cual establece medidas para dichos especímenes en prueba (25mm de largo x 2 mm de ancho x 2 mm de espesor); para lograr que los bloques cumplan con esta norma ISO se empleó una matriz metálica elaborada de acero inoxidable en una tornería, la misma que contara con un espacio en el centro de 25x2x2mm. (PALACIO, 2014), cumpliendo de esta manera con las especificaciones requeridas.



Foto 3: Matriz Metálica
Autor: Pablo Loyola



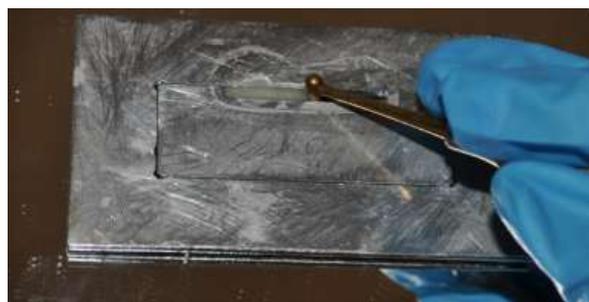
Foto 4: Matriz Metálica cerrada
Autor: Pablo Loyola

La elaboración de los 30 bloques del material dental Ionómero de vidrio tipo IV (VITREMER-3M) se realizó de acuerdo a las instrucciones del fabricante, empleando una espátula plástica y el dosificador y block de papel contenido en el empaque. (GONZALEZ R., 2013)



*Foto 5: Dosificador y Block de Papel Vitremer-3M
Autor: Pablo Loyola*

A continuación, se utilizó una loseta de vidrio para obtener una superficie totalmente plana y lisa, y sobre ella se ubicó la matriz metálica posteriormente se colocó el Ionómero de vidrio tipo IV en la matriz metálica con la ayuda de la espátula plástica y siguiendo el protocolo descrito a continuación, en el cual empleando una lámpara de fotocurado de luz LED GNATUS Optilight, se procedió a fotocurar con una potencia de $1200\text{mW}/\text{Cm}^2$ en modo rampa, a una distancia de 2 mm, en un ángulo de 90° durante 20 segundos, siguiendo una dirección de derecha, centro e izquierda del bloque de Ionómero. (PALACIO, 2014).



*Foto 6: Elaboración bloques de Ionómero Vitremer
Autor: Pablo Loyola*

Para estandarizar la distancia de fotocurado en cada bloque, se colocó entre la resina y la lámpara dos porta-objetos los mismos que miden 1 mm de espesor cada uno. (Santa Cruz, 2011)



Foto 7: Estandarización de la distancia de fotocurado
Autor: Pablo Loyola



Foto 8: Fotocurado de los bloques
Autor: Pablo Loyola

En la preparación de los bloques de resina microhíbrida (TPH SPECTRUM – Dentsply), se colocó una loseta de vidrio debajo de la matriz metálica. Posteriormente se realizó incrementos de resina microhíbrida de 2 mm cada una con ayuda de un porta-material o gutaperchero y siguiendo el protocolo descrito a continuación, en el cual empleando una lámpara de fotocurado de luz LED GNATUS Optilight, se procedió a fotocurar con una potencia de $1200\text{mW}/\text{Cm}^2$ en modo rampa, a una distancia de 2 mm, en un ángulo de 90° durante 20 segundos, siguiendo una dirección de derecha, centro e izquierda del bloque de Ionómero. (PALACIO, 2014).



Foto 9: Elaboración bloques de Resina TPH SPECTRUM
Autor: Pablo Loyola

Para estandarizar la distancia de fotocurado en cada bloque, se colocó entre la resina y la lámpara dos portaobjetos los mismos que miden 1 mm de espesor cada uno. (Santa Cruz, 2011)



Foto 10: Estandarización de la distancia de fotocurado
Autor: Pablo Loyola



Foto 11: Fotocurado de los bloques
Autor: Pablo Loyola

A continuación se procedió a verificar las medidas de cada bloque de material empleando un Calibrador Digital (Digital Caliper). (LEMA C, 2015)



Foto 12: Bloques de Ionómero y Resina
Autor: Pablo Loyola



Foto 13: Medición de los bloques
Autor: Pablo Loyola

Los bloques que cumplieron con las especificaciones y dimensiones detalladas en la norma ISO 4049 fueron colocadas en bolsas de sellado al vacío (ZIPLOC), claramente rotulados para su fácil identificación y almacenadas en el laboratorio a temperatura ambiente.



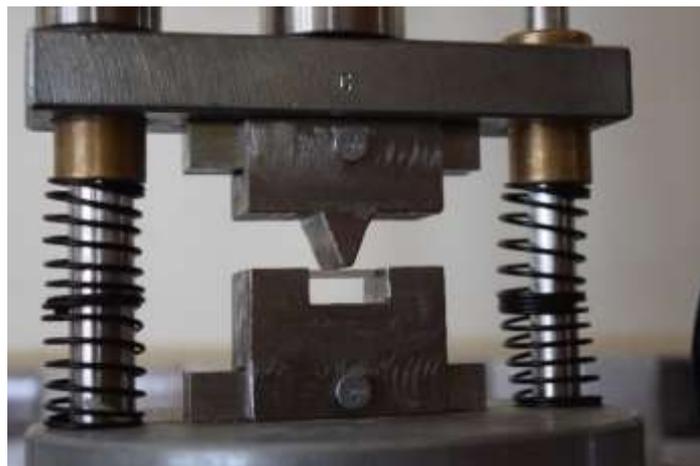
Foto 14: Bloques de Ionómero de vidrio tipo IV y Resina Microhíbrida
Autor: Pablo Loyola

A continuación, se llevaron los dos grupos de bloques a la máquina de ensayos Universal (MARSHALL PS25), cada bloque fue apoyado en dos bases colocadas de manera equidistante en sus extremos y con una base en la parte central superior que permitirá dirigir las fuerzas al centro del bloque de resina. (PALACIO, 2014)



*Foto 15: Máquina Ensayo Universal Marshall PS25
Autor: Pablo Loyola*

Inmediatamente la maquina dirigió la fuerza al centro del bloque de manera paulatina a una velocidad de 1.7 mm/min hasta registrar la resistencia flexural máxima antes del momento de fractura (Palacio, 2014).



*Foto 16: Prueba de Flexión de 3 puntos
Autor: Pablo Loyola*

Estos datos fueron recolectados empleando tablas como instrumento de recolección de información y presentados en el formato standard de informe de resultados del laboratorio GEOCONS, encargado de llevar a cabo las pruebas de flexión.



"GEOCONS" LABORATORIO
Geotecnia - Consultora & Constructora

Telf: 072-540907
Cel: 0994974048

PROYECTO	"ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES		
SOLICITA	Pablo Loyola García.	C.I: 1105688731	
EVALUADOR	Ing. Ramiro Jiménez Vega.		
UBICACIÓN	Loja, Loja	FECHA	2018-04-26

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN - RESINA MICROHIBRIDA						
N	ESPESOR (mm)	ANCHO (mm)	DISTANCIA APOYOS (mm)	CARGA (Lb)	CARGA (N)	RESISTENCIA FLEXURAL (Mpa)
MUESTRA 1	2	2	20	11	48.93	168.42
MUESTRA 2	2	2.1	20	11	48.93	153.17
MUESTRA 3	2.1	2.2	20	13	57.83	171
MUESTRA 4	2.2	2	20	10	44.48	152.33
MUESTRA 5	2.1	2.1	20	14	62.28	201.83
MUESTRA 6	2	2	20	11	48.93	168.42
MUESTRA 7	2.1	2	20	11	48.93	160.46
MUESTRA 8	2	2.1	20	9	40	136.98
MUESTRA 9	2.2	2	20	9	40	136.98
MUESTRA 10	2	2	20	12	53.37	170.56
MUESTRA 11	2.1	2	20	11	48.93	160.46
MUESTRA 12	2	2.1	20	12	53.37	154.70
MUESTRA 13	2	2.1	20	10	44.48	151.64
MUESTRA 14	2.1	2.2	20	12	53.37	134.16
MUESTRA 15	2.1	2.1	20	10	44.48	144.15
MUESTRA 16	2	2.1	20	11	48.93	153.17

Foto 17: Tabla de los resultados obtenidos durante las pruebas de Flexión
Autor: Pablo Loyola

Una vez obtenidos los resultados de las pruebas de flexión de los 60 bloques que conforman el estudio se procedió a realizar el análisis estadístico con la finalidad de establecer los resultados de la presente investigación.

5.8 TÉCNICA PARA EL PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El análisis estadístico de los resultados del presente estudio se llevó a cabo mediante la Prueba T-student, empelando el paquete estadístico Statistic Package for Social Science (SPSS) versión 21.0 para Windows, con la finalidad de determinar el promedio de resistencia flexural del Ionómero de vidrio tipo IV (VITREMER-3M), y la resina microhíbrida (TPH SPECTRUM-Dentsply), para finalmente poder establecer cuál de los materiales empelados posee mayor resistencia flexural.

6. RESULTADOS

El procesamiento estadístico de los datos obtenidos se realizó con el paquete estadístico Statistic Package for Social Science (SPSS) versión 21.0 para Windows. En todos los casos se comprobaron los supuestos de normalidad por la prueba de Kolmogorov-Smirnov y homogeneidad de varianzas por la prueba de Levene obteniéndose un valor de $P=0.000$ y un nivel de confianza del 95%.

RESULTADOS PRUEBAS DE FLEXIÓN DE 3 PUNTOS

NÚMERO DE MUESTRA	GRUPOS	
	RESINA MICROHÍBRIDA (Mpa)	IONÓMERO TIPO IV (Mpa)
1	168.42	83.60
2	153.17	100.30
3	171	66.87
4	152.33	79.42
5	201.83	83.60
6	168.42	66.87
7	160.46	83.60
8	136.98	83.60
9	136.98	79.42
10	170.56	62.72
11	160.46	66.87
12	154.70	66.87
13	151.64	63.53
14	134.16	50.15
15	144.15	83.60
16	153.17	66.87
17	153.17	41.44
18	153.17	75.81
19	145.61	50.17
20	147.03	72.07
21	118.28	47.64
22	145.44	66.87
23	168.72	55.27
24	145.44	66.87
25	121.33	50.15
26	153	60.64
27	181.94	66.87
28	153	52.60
29	162.03	83.60
30	153	83.60

Tabla 1: Resultados obtenidos en las pruebas de resistencia flexural de 3 puntos, elaborado en base al informe del Laboratorio GEOCONS
Autor: Pablo Loyola

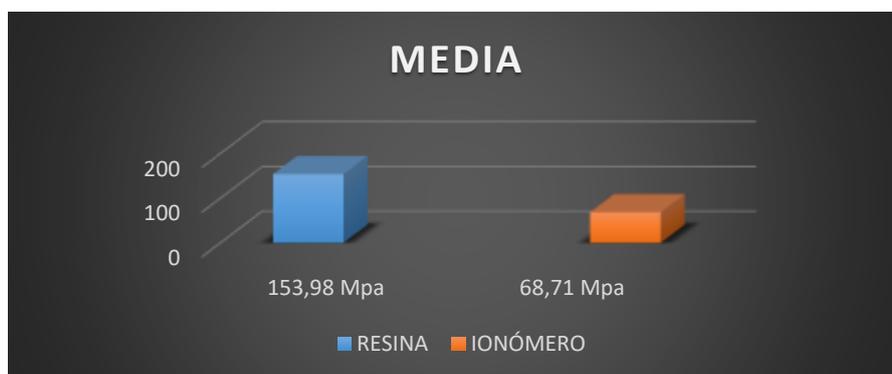
ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN LAS PRUEBAS DE RESISTENCIA FLEXURAL

RESULTADOS ANÁLISIS ESTADÍSTICO

	RESINA	IONOMERO
MEDIA	153.98Mpa	68.71Mpa
MODA	153.17	66.87
DESV. ESTANDAR	±3,05	±2,54
MAXIMO	201.83	100.30
MINIMO	118.28	41.44

*Tabla 2: Resultados del análisis estadístico elaborada por el Ing. Iván Granda
Autor: Pablo Loyola*

MEDIA

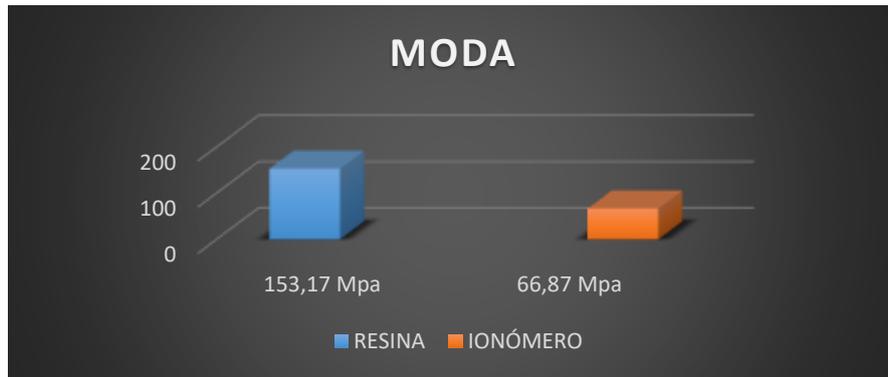


*Gráfico 1: Elaborada en base al análisis Estadístico realizado por el Ing. Iván Granda
Autor: Pablo Loyola*

El valor medio de resistencia a la flexión obtenido por los bloques de resina microhíbrida analizados fue 153,98Mpa, frente al Ionómero tipo IV con 68,71Mpa. Determinando que ambos materiales cumplen con el mínimo de resistencia a la flexión establecido por la norma ISO 4049 en 80Mpa para la resina microhíbrida y 50Mpa para el Ionómero de vidrio tipo IV, sin embargo, la resina microhíbrida cuenta con una mayor resistencia a la flexión.

Error estándar de la Media: Con un intervalo de confianza del 95%, se puede afirmar que el valor medio de resistencia flexural obtenido en los resultados para la resina compuesta puede variar entre $\pm 3,05$ en base a los 153,98Mpa, mientras que para el Ionómero tipo IV puede variar entre $\pm 2,54$ a los 68,71Mpa.

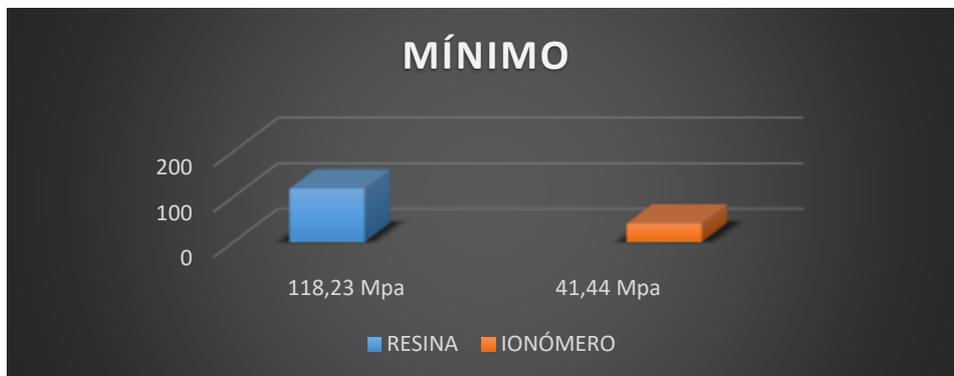
MODA



*Grafico 2: Elaborada en base al análisis Estadístico realizado por el Ing. Iván Granda
Autor: Pablo Loyola*

El valor de resistencia a la flexión que se presenta con mayor frecuencia en los resultados obtenidos en los bloques de resina microhíbrida es de 153,17Mpa y para el Ionómero tipo IV es de 66,87Mpa, lo que nos indica que estos valores de resistencia flexural son los que se podría obtener en la mayoría de los casos y tratamientos empleando estos 2 materiales.

MÍNIMO



*Grafico 4: Elaborada en base al análisis Estadístico realizado por el Ing. Iván Granda
Autor: Pablo Loyola*

Luego de realizado el análisis de los resultados se puede determinar que en condiciones normales la resina microhíbrida resiste a una mayor carga flexural, gracias a la resistencia mínima obtenida de 118.23Mpa frente al Ionómero de vidrio tipo IV con una resistencia mínima de 41.44Mpa.

MÁXIMO



*Grafico 3: Elaborada en base al análisis Estadístico realizado por el Ing. Iván Granda
Autor: Pablo Loyola*

Durante el análisis de los resultados se puede observar que la resistencia máxima a la flexión de la resina microhíbrida fue 201.83Mpa frente a 100.30Mpa al Ionómero de vidrio tipo IV, lo que nos indica que en casos excepcionales la resina microhíbrida puede llegar a resistir una carga flexural 2 veces superior que el Ionómero de vidrio Tipo IV.

7. DISCUSIÓN

Los biomateriales dentales en la última década han sufrido profundos cambios gracias a los avances y desarrollos tecnológicos alcanzados, lo que ha permite ir mejorando año a año sus propiedades físicas, químicas, estéticas, etc. Es así, que junto con estas actualizaciones y mejoras en el diseño de los biomateriales dentales los protocolos de manejo clínico y las indicaciones también han evolucionado,

En el caso específico de biomateriales dentales empleados en prótesis con la finalidad de restaurar muñones protésicos, las resinas microhíbrida y el Ionómero de vidrio de tipo IV se establecen como algunas de las opciones más actuales que pueden ser empleadas para este fin, sin embargo, ninguno de estos materiales se puede postular como la opción ideal.

Es así que se llevan a cabo numerosas investigaciones para determinar cuál de estos materiales seria el ideal a emplearse en la reconstrucción de muñones, las pruebas de resistencia flexural se realizan para determinar las propiedades mecánicas y la resistencia en general de un material restaurador, de acuerdo con un estudio de Pires-de-Souza& Consani (2004)

Debido a la falta de estudios que comparen la resistencia flexural de estos dos biomateriales restauradores ampliamente usados en la reconstrucción de muñones, nace la necesidad de realizar esta investigación, en la que se obtuvo como resultado que la Resina compuesta Microhíbrida presenta una mayor resistencia flexural, 153.98 Mpa en relación al Ionómero de Vidrio Tipo IV 68.71 Mpa.

Diversas investigaciones han demostrado que al compararse la resina microhíbrida con otros tipos de resina, como la resina nanohíbrida, 85.23 Mpa (PALACIO C. 2014), o las resinas que cuentan en su matriz orgánica con TEDGMA (dimetacrilato de trietilenglicol) 104 Mpa (WILLE S, 2016), estas presentan una menor resistencia flexural. Estableciéndose de esta

manera que de entre los diferentes tipos de resinas disponibles en el mercado la opción con mayor resistencia es la resina microhíbrida, debido a su elevada resistencia a la flexión.

También se ha demostrado por múltiples investigadores que la resistencia flexural de una resina puede verse modificada por factores independientes a su composición, como, por ejemplo, el grado de conversión del polímero (MELLAT E, 2002), factor que podría verse alterado por un mal almacenamiento de las resinas o por ser empleadas fuera de su fecha máxima de uso, demostrándose en estos casos un descenso de la resistencia flexural, 68.89 Mpa frente a 83.98 Mpa del grupo de control. (LEMA C, 2015) Además, otros estudios han demostrado que un menor grado de conversión conlleva a una mayor cantidad de monómero residual en boca aumentando el riesgo de producirse efectos tóxicos (HERNANDEZ E, 2014).

Investigaciones recientes han llevado a cabo pruebas de polimerización adicional, como es el caso de la Termopolimerización en resinas compuestas nanohíbrida con resultados claros de aumento en la resistencia flexural 95.83 Mpa (Palacio C. 2014), sin embargo, es un valor de resistencia flexural notablemente inferior al presentado por la resina microhíbrida en este estudio. Motivo por el cual es necesario a futuro, experimentar con termopolimerización adicional en resinas microhíbridas con el objetivo de aumentar aún más su resistencia flexural.

El resultado de resistencia flexural de Ionómero tipo IV del presente estudio fue 68.71 Mpa, resultados que guardan correlación con los resultados obtenidos en otros estudios, cuyos resultados de resistencia flexural fueron 57.1Mpa, (XIE D, 2004) y 58.8 Mpa (CORNELIS H, 2015). Sin embargo, se menciona que en el caso del Ionómero de vidrio tipo IV, la resistencia flexural guarda estrecha correlación con la cantidad de moléculas iniciadoras de la oxido reducción (REDOX) que contenga, siendo así que a una mayor cantidad de iniciadores REDOX es mayor la resistencia flexural, como lo demuestra el estudio de Xie D. en 2004, el cual obtuvo resultados mayores a los obtenidos en este estudio, entre 89.6 a 123.2 Mpa en Ionómeros de Vidrio tipo IV, el cual estaba formulado con una mayor cantidad de iniciadores Redox.

En contraste con nuestros resultados, un estudio llevado a cabo en 2015 por el profesor Cornelis H. de la Universidad de Connecticut estableció una resistencia flexural mayor a la obtenida en este estudio para el Ionómero de Vidrio tipo IV, de 105.4 Mpa.

Sin embargo, a pesar de los diferentes resultados de resistencia flexural de los estudios realizados empleando Ionómero de vidrio, las mediciones son claramente superiores a las mediciones de resistencia flexural del Ionómero Convencional las cuales oscilan entre 20 a 30Mpa. (PEARSON, 1991)

Finalmente, en base a los resultados obtenidos en el presente estudio y en correlación con los resultados obtenidos estudios de similares características, es posible establecer que la resina compuesta microhíbrida presenta una mayor resistencia a la flexión en comparación con el Ionómero de vidrio tipo IV, por lo que se podría sugerir el empleo de la misma como material de primera elección en la reconstrucción de muñones protésicos.

8. CONCLUSIONES

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

- ❖ Una vez obtenidos los resultados de las pruebas de resistencia flexural en el laboratorio, fue posible concluir que el valor medio de la resistencia a la flexión del Ionómero de vidrio tipo IV (Vitremer - 3M) fue de 68.71 Mpa.
- ❖ En base a los resultados obtenidos durante las pruebas de resistencia flexural en el laboratorio, fue posible concluir que el valor medio de la resistencia a la flexión de la resina Microhíbrida (TPH Spectrum – Dentsply) fue de 153.98 Mpa.
- ❖ Una vez obtenidos los resultados de resistencia flexural de ambos grupos se puede establecer que la resina microhíbrida presenta una resistencia a la flexión 2.2 mayor que la resistencia a la flexión del Ionómero de vidrio tipo IV, teniendo en cuenta que ambos materiales son empleados para la reconstrucción de muñones protésicos.
- ❖ El Ionómero de vidrio tipo IV a pesar de haber demostrado una menor resistencia flexural 68.71 Mpa en comparación a la resina microhíbrida 153.98 Mpa durante las pruebas de laboratorio, si cumple con la resistencia mínima a la flexión para poder ser empelado como material restaurador en tratamientos protésicos. Establecida por la Norma ISO 4049 en 50 Mpa.
- ❖ La resina microhíbrida se puede sugerir como la opción de preferencia al momento de realizar reconstrucciones de muñones, gracias a la mayor resistencia flexural 153.98 Mpa en comparación al Ionómero de vidrio tipo IV 68.71 Mpa demostrada durante las pruebas de laboratorio, propiedad física que se usa como medidor de la resistencia de un material.

- ❖ En cuanto al tiempo de trabajo la resina compuesta microhíbrida presenta mayor facilidad para su manejo en relación al Ionómero de vidrio tipo IV, situación que en la práctica clínica podría facilitar el proceso de restauración de los muñones protésicos y reducir el tiempo operatorio considerablemente.

9. RECOMENDACIONES

- ❖ Cuando se elige la resina como material de primera elección para la reconstrucción de muñones, se recomienda que sea resina microhíbrida, debido a que presentan una mayor resistencia flexural en comparación al Ionómero de vidrio tipo IV y otros tipos de resina.
- ❖ Dado que las restauraciones protésicas están sometidas a las cargas oclusales ejercidas durante la función y parafunción, la Organización Internacional de Estandarización (ISO) establece un mínimo de resistencia flexural de 80Mpa para la resina microhíbrida y 50Mpa para el Ionómero de vidrio tipo IV, por lo cual es recomendable que al realizar la reconstrucción de un muñón protésico se tenga en cuenta que el material empleado supere este mínimo de resistencia flexural.
- ❖ Es de gran importancia para que el material restaurador empleado exprese sus características de manera óptima el uso de una lámpara de fotocurado en excelentes condiciones, por lo que se recomienda siempre mantener la fibra óptica limpia y libre de cualquier resto de material dental, así como su reemplazo de acuerdo al tiempo indicado por el fabricante.
- ❖ Debido a que los resultados del presente estudio corresponden únicamente a la propiedad física de resistencia flexural tanto de la resina microhíbrida como el Ionómero de vidrio tipo IV, es recomendable y necesario la realización de estudios que evalúen las diferentes propiedades físicas del Ionómero tipo IV y resina microhíbrida, así como el comportamiento de estas propiedades a largo plazo.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Acurio, P., Falcón, G., & Casas, L. (2017). Comparación de la resistencia compresiva de resinas convencionales vs resina tipo Bulk Fill. *Odontología Vital* 27:69-77., 69-77. Retrieved from <http://www.scielo.sa.cr/pdf/odov/n27/1659-0775-odov-27-00069.pdf>
2. Aymar M. (2011). *Investigación de Mercado II* . Buenos Aires: Universidad de Ciencias Empresariales y Sociales. Sede Rafaela.
3. ANISAVICE K, .. (1998). *Ciencia de los materiales dentales; 11.a edición*. Barcelona, España: Elsevier.
4. 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, Peru.
5. BARCELÓ SF. (2008). *Materiales Dentales: Conocimientos Básicos Aplicados*. Mexico: Trillas.
6. BARRANCOS M. (2006). *Operatoria dental Integración Clínica* . Buenos Aires: Medica Panamericana.
7. CALABRIA H. (2010). *Postes prefabricados de fibra. Consideraciones para su uso clínico*. Montevideo: Odontoestomatología.
8. CALVAHO. (2006). *Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores*.
9. CARO M. (2012). *Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resina compuesta fluida polimerizadas por luz LED versus luz halógena, a través de resinas compuestas previamente endurecidas*. Santiago, Chile: Universidad de Chile.
10. CARVAJAL J, .. (2013). *Protesis Fija - Preparaciones biológicas, Impresiones y Restauraciones Provisionales*. Madrid: Editorial Mediterraneo.
11. CASERES F. (2016). *Comparación de la resistencia a la fractura del sistema espiga-muñón de fibroresina entre dientes con remanencia de paredes opuestas proximales vs. Caras libres*. Santiago, Chile: Universidad de Chile.
12. CONTRERAS L. (2010). *Evaluación de la resistencia a la tensión entre diferentes sistemas de pernos intrarradiculares. "estudio in vitro"*. Guadalajara, Jalisco: Universidad de Guadalajara.
13. CORNELIS H. (2015). *Flexural Strength and Fatigue of New Activa RMGICs*. Connecticut, United States: The Journal of Contemporary dental Practice.
14. CRAIG R. (1998). *Materiales de odontología restauradora*. Madrid: Harcourt Brace S.A.
15. DUGARTE R. (2008). Colocación de poste y readaptación de corona. *Revista odontológica de los Andes*, 28-37.
16. FERNANDEZ C, .. (2014). *Procedimientos restauradores directos con resinas compuestas; . Cochabamba, Bolivia: Especialidad en Odontología Restauradora y Estética. Universidad Mayor de San Simón*.

17. FREEDMAN G. (2012). Los postes de fibra de carbono: rehabilitación post endodóntica adhesiva. *Journal de clínica en Odontología*, Madrid, España.
18. GONZALEZ R. (2013). Resistencia Compresiva vidrio Ionómero Ionofil Molar y Vitremer según tiempo de exposición a saliva artificial. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral*, 75-77.
19. HENOSTROZA G. (2010). *Adhesión en Odontología Restauradora* . Madrid: Ripano.
20. HEPBURN B. (2002). *NUEVOS ENFOQUES EN LA RECONSTRUCCIÓN CORONARIA DEL DIENTE ENDODÓNTICAMENTE TRATADO (DET)*. Mexico D.F: Rev Asoc Odontol Argent.
21. HERNANDEZ E. (2014). *Efecto de la energía de polimerización sobre la resistencia flexural y modulo de flexión en la resina Z250*. Mexico: RIA-UAEH.
22. HUAYHUA E. (2013). *Estudio comparativo in vitro de la resistencia compresiva de resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas*. Lima, Perú: UNMSM.
23. HUED R, .. (2010). *Odontología Adhesiva y Estética*. Madrid, España.: Ripano S.A.
24. ISO. (2018, Enero 16). *International Organization for Standardization*. Retrieved from <https://www.iso.org/standard/42898.html>
25. K, A. (1998). *Ciencia de los Materiales dentales de Phillips* (10ma Edición ed.). MEXICO: MacGraw Hill.
26. LANATA E, .. (2006). *Operatoria Dental*.
27. LAZARO M, .. (2014). *Polarizar diodos LED en los Demon Eyes*. <http://usuarios.lvcos.es/Katraska/diodos.htm>.
28. LEMA C. (2015). *Resistencia a la compresión de resinas compuestas nanoparticuladas fuera y dentro de la fecha de validez*. Quito, Ecuador: UDLA.
29. LOZA D, .. (1997). *Manual de Procedimientos Clínicos Protesis Fija*. Lima: Universidad Cayetano Heredia.
30. MACCHI. (2007). *Biomateriales Dentales*. Mexico DF: Panamericana.
31. MELLAT E. (2002). *Grado de Conversion de los composites, Qué es y qué importancia tiene?* Retrieved from http://www.clinicamallat.com/05_formacion/art_cien/odon_con/odc04.pdf.
32. Mezzomo E. (2010). *Rehabilitación Oral Contemporánea* . Madrid, España: AMOLCA.
33. MONTAÑO G. (2014). *Estudio comparativo in vitro de la resistencia compresiva de dos ionómeros de vidrio modificados con resina para restauración en cilindros fotopolimerizados considerando el tiempo de exposición a saliva artificial*. Quito, Ecuador : Universidad Central del Ecuador.
34. NATERA C. (2010). *Biomateriales dentales* (2da Edición ed.). Colombia: AMOLCA.
35. NEVAREZ R, .. (2008). *Influencia de la humedad sobre las resinas compuestas de uso odontológico*. México: Synthesis.

36. Palacio, C. (2014). *Evaluación de la resistencia flexural de resinas compuestas precalentadas utilizadas como agente cementante en restauraciones indirectas*. Tesis Doctoral, Quito. Retrieved from <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/3421>
37. PALOMER L. (2006). *Caries dental: Una enfermedad contagiosa*. Santiago de Chile: Revista chilena de pediatría.
38. PEARSON. (1991). *Long-term flexural strength of glass ionomer cements*. London , United Kingdom: Institute of dental surgery - University of London.
39. Phillips. (2004). *Ciencia de Materiales Dentales*. Madrid: S.A. ELSEVIER ESPAÑA.
40. PINEDA B. (2008). *Metodología de la Investigación*. Washington D.C: Organización Panamericana de la Salud.
41. QHISPE J. (2015). Influencia del grabado ácido en la resistencia de la compresión del Ionometro de Vidrio Base Convencional e Híbrido. Lima-Perú: Universidad Nacional Mayor de San Marcos .
42. QUIROGA A. (2014). *Restauración de dientes tratados endodónticamente*. Quito, Ecuador: I.N.CA.F.O.E.
43. R., C. (1998). *Materiales de odontología restauradora*. Madrid: Harcourt Brace S.A.
44. REIS A, .. (2012). *Materiales Dentales Directos de los Fundamentos a la Aplicación clínica*. lessandro Dourado Loguercio, pp. 446.
45. ROVIRA M, .. (2006). Lámparas de fotopolimerización: Estado actual. *Rev. Oper.Dent Endod*, 5-29.
46. SANTACRUZ Y, .. (2011). *Resistencia flexural de una resina de nanopartículas utilizando dos técnicas de polimerización con luz emitida por diodos*. Lima, Perú.
47. SCOTTI R. (2013). *Pernos de Fibra Bases Teóricas y aplicaciones Clínicas*. Madrid, España: Editorial Masson.
48. SHILLINGBURG H. (2002). *Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija*. Londres: Editorial Quintessence.
49. STEFANELLO A, .. (2005). *Odontología Restauradora y estética; Editora Artes Médicas; Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica*. Sao Paulo, Brasil.
50. SUMMIT, J. R. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.
51. TOMAIRO M, .. (2017). Tratamiento odontológico integral con postes de fibra. *UNMSM*, Lima, Peru.
52. WILLE S. (2016). *Biaxial flexural strength of new Bis-GMA/TEGDMA*. Germany: Department of Prosthodontics, Propaedeutics and Dental Materials, School of Dentistry.
53. XIE D. (2004). *Novel resin modified Glass Ionomer cements with improved flexural strength and easy of handling*. Knoxville, Estados Unidos: European Polymer Journal.

10. ANEXOS

ANEXO 1: OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

OBJETIVO GENERAL

- Comparar la resistencia flexural de dos materiales utilizados para la reconstrucción de muñones: Ionómero de vidrio (Vitremer-3M) y resina microhíbrida (TPH SPECTRUM-Dentsply)

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer la resistencia flexural del Ionómero de Vidrio Tipo IV (Vitremer-3M) usado en la reconstrucción de muñones.
- Determinar la resistencia flexural de la resina compuesta microhíbrida (TPH Spectrum-Denstply) utilizada en la reconstrucción de muñones
- Comparar la resistencia flexural de un Ionómero de vidrio tipo IV (Vitremer-3M) con la resistencia flexural de una resina microhíbrida (TPH Spectrum-Denstply); materiales utilizados en la reconstrucción de muñones.

ANEXO 2: RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE FLEXIÓN DE 3 PUNTOS



"GEOCONS" LABORATORIO

Geotecnia - Consultora & Constructora

Telf: 072-540907

Cel: 0994974048

PROYECTO	"ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES		
SOLICITA	Pablo Loyola García.	C.I: 1105688731	
EVALUADOR	Ing. Ramiro Jiménez Vega.		
UBICACIÓN	Loja, Loja	FECHA	2018-04-26

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN - RESINA MICROHIBRIDA						
N	ESPESOR (mm)	ANCHO (mm)	DISTANCIA APOYOS (mm)	CARGA (Lb)	CARGA (N)	RESISTENCIA FLEXURAL (Mpa)
MUESTRA 1	2	2	20	11	48.93	168.42
MUESTRA 2	2	2.1	20	11	48.93	153.17
MUESTRA 3	2.1	2.2	20	13	57.83	171
MUESTRA 4	2.2	2	20	10	44.48	152.33
MUESTRA 5	2.1	2.1	20	14	62.28	201.83
MUESTRA 6	2	2	20	11	48.93	168.42
MUESTRA 7	2.1	2	20	11	48.93	160.46
MUESTRA 8	2	2.1	20	9	40	136.98
MUESTRA 9	2.2	2	20	9	40	136.98
MUESTRA 10	2	2	20	12	53.37	170.56
MUESTRA 11	2.1	2	20	11	48.93	160.46
MUESTRA 12	2	2.1	20	12	53.37	154.70
MUESTRA 13	2	2.1	20	10	44.48	151.64
MUESTRA 14	2.1	2.2	20	12	53.37	134.16
MUESTRA 15	2.1	2.1	20	10	44.48	144.15
MUESTRA 16	2	2.1	20	11	48.93	153.17



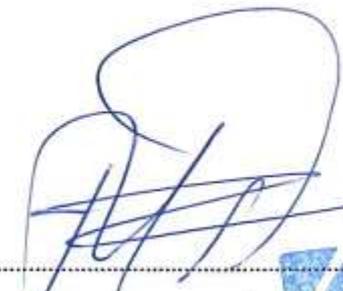
MUESTRA 17						
	2	2.1	20	11	48.93	153.17
MUESTRA 18						
	2	2.1	20	11	48.93	153.17
MUESTRA 19						
	2.1	2.1	20	11	48.93	145.61
MUESTRA 20						
	2.1	2.1	20	12	53.32	147.03
MUESTRA 21						
	2.1	2.2	20	9	40	118.28
MUESTRA 22						
	2.1	2.1	20	10	40	145.44
MUESTRA 23						
	2	2	20	10	44.88	168.72
MUESTRA 24						
	2.1	2.1	20	10	44.88	145.44
MUESTRA 25						
	2	2.1	20	8	44.88	121.33
MUESTRA 26						
	2	2.1	20	10	35.59	153
MUESTRA 27						
	2	2.1	20	12	53.37	181.94
MUESTRA 28						
	2	2.1	20	10	44.88	153
MUESTRA 29						
	2.1	2	20	12	53.37	162.03
MUESTRA 30						
	2	2.1	20	10	44.88	153


GEOCONS
 GEOTECNICA CONSULTORIA Y CONSTRUCTORA
 RUC: 1103507653001

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN RESINA – IONOMERO TIPO IV						
N	ANCHO (mm)	ESPESOR (mm)	DISTANCIA APOYOS (mm)	CARGA (Lb)	CARGA (N)	RESISTENCIA FLEXURAL (Mpa)
MUESTRA 1						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 2						
	2	2	20	6	26.68	100.30
MUESTRA 3						
	2	2	20	4	17.19	66.87
MUESTRA 4						
	2.1	2	20	5	22.24	79.42
MUESTRA 5						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 6						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 7						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 8						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 9						
	2.1	2	20	5	22.24	79.42
MUESTRA 10						
	2.2	2.2	20	5	22.24	62.72
MUESTRA 11						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 12						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 13						
	2.1	2	20	4	17.79	63.53
MUESTRA 14						
	2	2	20	3	13.34	50.15
MUESTRA 15						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 16						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 17						
	2.2	2.1	20	3	13.34	41.44
MUESTRA 18						
	2	2.1	20	5	22.24	75.81
MUESTRA 19						
	2.2	2.2	20	4	17.79	50.17
MUESTRA 20						
	2.1	2.1	20	5	22.24	72.07
MUESTRA 21						
	2.1	2	20	3	13.34	47.64
MUESTRA 22						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 23						
	2	2.2	20	4	17.79	55.27



MUESTRA 24						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 25						
	2	2	20	3	13.34	50.15
MUESTRA 26						
	2	2.1	20	4	17.79	60.64
MUESTRA 27						
	2	2	20	4	17.79	66.87
MUESTRA 28						
	2.1	2.2	20	4	17.79	52.60
MUESTRA 29						
	2	2	20	5	22.24	83.60
MUESTRA 30						
	2	2	20	5	22.24	83.60


 ING. RAMIRO JIMÉNEZ
 RESPONSABLE GEOTECNICO


GEOCONS
 INGENIERÍA CIVIL Y CONSTRUCCIÓN
 RUC: 1103587653001

ANEXO 3: CRONOGRAMA DE PRUEBAS EN EL LABORATORIO



"GEOCONS" LABORATORIO

Geotecnia - Consultora & Constructora

Tel: 072-540907
Cel: 0994974048

PROYECTO	"ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES		
SOLICITA	Pablo Loyola García.	C.I: 1105688731	
EVALUADOR	Ing. Ramiro Jiménez Vega.		
UBICACIÓN	Loja, Loja	FECHA	2018-04-26

CRONOGRAMA DE PRUEBAS		
PRUEBA PILOTO	MUESTRAS RESINA MICROHIBRIDA	MUESTRAS IONÓMERO TIPO IV
MARTES 17/04/2018 16H00	VIERNES 20/04/2018 15H00 – 17H00	LUNES 23/04/2018 14H00 – 15H30
	LUNES 23/04/2018 08H00 – 10H00	MARTES 24/04/2018 08H00 – 09H30


 ING. RAMIRO JIMÉNEZ
 RESPONSABLE GEOTECNICO


GEOCONS
 GEOTECNIA CONSULTORA Y CONSTRUCTORA
 RUC. 1103587653001

ANEXO 4: CERTIFICACIÓN DE ANÁLISIS DE DATOS



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA
CENTRO DE BIOTECNOLOGÍA



CERTIFICACIÓN DE ANÁLISIS DE DATOS

KLEVER IVÁN GRANDA MORA, Ph.D., en **CENTRO DE BIOTECNOLOGÍA, UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA**, con el registro del SENESCYT No. **1921106669** por medio del presente tengo a bien **CERTIFICAR**: Que he revisado y analizado los datos de la tesis de grado elaborada por el **SR. PABLO JESÚS LOYOLA GARCÍA** con C.I. # **1105688731**, previo a la obtención del título de **ODONTÓLOGO**.

TEMA DE TESIS: "ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES"

Los datos se analizaron previa comprobación de los supuestos de normalidad por la prueba de Kolmogorov-Smirnov y homogeneidad de varianzas por la prueba de Levene. Cuando los datos cumplieron con los supuestos se realizó el análisis de muestras independientes mediante la prueba de *t-student* con un nivel de confianza del 95%.

La prueba del estadístico Z no procede, generalmente la prueba Z no es considerada como estadístico de prueba. La prueba Z sigue una distribución normal estándar por defecto sin previo análisis y con varianza conocida, y se utiliza para contrastar datos con valores de $n > 30$, caso que no se presenta en la investigación. Por tanto, el estadístico de prueba adecuado es una prueba t.

Finalmente, los resultados del trabajo de investigación demuestran seriedad científica y novedad del tema tratado. Por tanto, los resultados obtenidos son de gran aplicabilidad y pueden ser publicables en revistas nacionales o internacionales.

FIRMA Y NOMBRE


KLEVER IVÁN GRANDA MORA, Ph.D.
DOCENTE – INVESTIGADOR
UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA



ANEXO 5: CERTIFICADO DE TRADUCCIÓN



Lunes, 9 de julio de 2018

CERTIFICADO

Yo, **Gabriela Beatriz Obaco Guaycha** Licenciada en Educación mención **Ingles**, docente del Instituto Fine-Tuned English, certifico que el resumen de la tesis titulada **“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE DOS MATERIALES UTILIZADOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN DE MUÑONES”** de la autoría del Sr. Pablo Jesús Loyola García con número de cédula 1105688731, fue traducido por mi persona y apruebo el uso del mismo para los fines legales correspondientes.

.....
Lcda. Gabriela Obaco Guaycha

ANEXO 6: FOTOGRAFÍAS

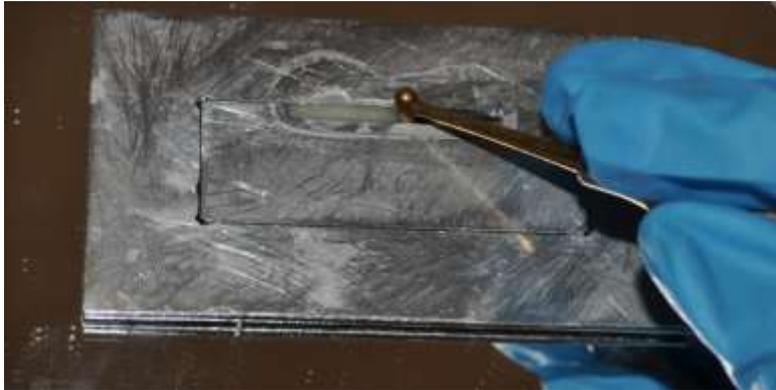


Imagen 1: Elaboración de bloque
Autor: Pablo Loyola



Imagen 2: Estandarización de la distancia de fotocurado
Autor: Pablo Loyola

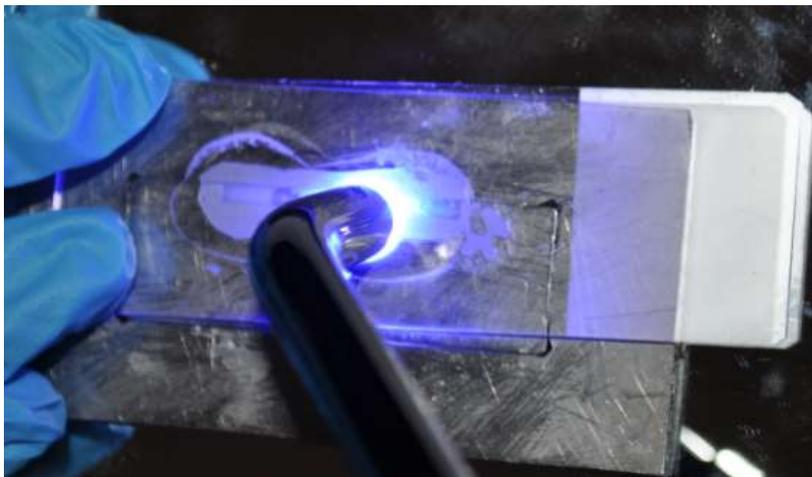


Imagen 3: Fotocurado del bloque
Autor: Pablo Loyola



Imagen 4: Medición de los bloques
Autor: Pablo Loyola



Imagen 5: Máquina Ensayo Universal Marshall PS25
Autor: Pablo Loyola



Imagen 6: Bloque montado en la máquina de ensayos universal
Autor: Pablo Loyola



Imagen 7: Prueba de Flexión de 3 puntos
Autor: Pablo Loyola