

UNIVERSIDAD DE HUANUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA



TESIS

**“RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE KETAC MOLAR, IONOFIL
MOLAR Y VITREMER SEGÚN TIEMPO DE EXPOSICIÓN EN SALIVA
ARTIFICIAL, HUÁNUCO 2021”**

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE CIRUJANO DENTISTA

AUTORA: Leon Ramirez, Girena Esteffani

ASESOR: Fernandez Briceño, Sergio Abraham

HUÁNUCO – PERÚ

2022



U

TIPO DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN:

- Tesis (X)
- Trabajo de Suficiencia Profesional ()
- Trabajo de Investigación ()
- Trabajo Académico ()

LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN: Salud pública en odontología

AÑO DE LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN (2020)

CAMPO DE CONOCIMIENTO OCDE:

Área: Ciencias médicas, Ciencias de la salud

Sub área: Medicina clínica

Disciplina: Odontología, Cirugía oral, Medicina oral

D

DATOS DEL PROGRAMA:

Nombre del Grado/Título a recibir: Título Profesional de Cirujano Dentista

Código del Programa: P04

Tipo de Financiamiento:

- Propio (X)
- UDH ()
- Fondos Concursables ()

DATOS DEL AUTOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 48176948

DATOS DEL ASESOR:

Documento Nacional de Identidad (DNI): 40101909

Grado/Título: Magister en ciencias de la salud salud pública y docencia universitaria

Código ORCID: 0000-0002-6150-5833

H

DATOS DE LOS JURADOS:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES	GRADO	DNI	Código ORCID
1	Preciado Lara, María Luz	Doctora en ciencias de la salud	22465462	0000-0002-3763-5523
2	Castro Martínez, Saldi Rosario	Especialista en radiología bucal y maxilo bucal	22475403	0000-0002-8693-7173
3	Gayoso Rivera, Juan David Sergio	Maestro en estomatología con mención en endodoncia	43046538	0000-0001-6351-2298



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO



**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
PROGRAMA ACADÉMICO DE ODONTOLOGÍA**

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Huánuco, siendo las **09:00 A.M.** del día 07 del mes de junio dos mil veintidos en la plataforma del aula virtual de la Facultad de Ciencia de la Salud, en cumplimiento de lo señalado en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad de Huánuco, se reunió el **Jurado Calificador** integrado por los docentes:

- Dra. C.D. Maria Luz Preciado Lara **PRESIDENTE**
- Mg. C.D. Saldi Rosario Castro Martinez **SECRETARIO**
- Mg. C.D. Juan David Sergio Gayoso Rivera **VOCAL**
- Mg. C.D. Carmen Juana Poma Merino **JURADO ACCESITARIO**

ASESOR DE TESIS Mg. C.D. Sergio Abraham Fernandez Briceño

Nombrados mediante la Resolución N° 715-2022-D-FCS-UDH, para evaluar la Tesis intitulada: **“RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE KETAC MOLAR, IONOFIL MOLAR Y VITREMER SEGÚN TIEMPO DE EXPOSICIÓN EN SALIVA ARTIFICIAL, HUÁNUCO 2021”**, presentado por la Bachiller en Odontología, la Srta. **LEON RAMÍREZ, Girena Esteffani** para optar el Título Profesional de **CIRUJANO DENTISTA**.

Dicho acto de sustentación se desarrolló en dos etapas: exposición y absolución de preguntas; procediéndose luego a la evaluación por parte de los miembros del Jurado. Habiendo absuelto las objeciones que le fueron formuladas por los miembros del Jurado y de conformidad con las respectivas disposiciones reglamentarias, procedieron a deliberar y calificar, declarándolo **Aprobada** por **Unanimidad** con el calificativo cuantitativo de **18** y cualitativo de **Muy Bueno**.

Siendo las 10:05 P.M. del día 07 del mes de junio del año 2022, los miembros del Jurado Calificador firman la presente Acta en señal de conformidad.

.....
Dra. C.D. Maria Luz Preciado Lara
PRESIDENTE

.....
Mg. C.D. Saldi Rosario Castro Martinez
SECRETARIO

.....
Mg. C.D. Juan David Sergio Gayoso Rivera
VOCAL



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
P.A. DE ODONTOLOGIA



CONSTANCIA

HACE CONSTAR:

Que, la Bachiller: **Srta. LEON RAMÍREZ, Girena Esteffani;** ha aprobado la Sustentación de Tesis quien solicita fecha y hora, jurados de sustentación del Informe final **“RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE KETAC MOLAR, IONOFIL MOLAR Y VITREMER SEGÚN TIEMPO DE EXPOSICIÓN EN SALIVA ARTIFICIAL, HUÁNUCO 2021”**, para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista, realizado el día 07 de Junio del dos mil veintidos a horas 09:00 a.m. en la plataforma del aula virtual de la Facultad de Ciencias de la Salud, tal como consta en el Acta respectiva de Sustentación de Tesis.

Se expide la presente para los fines pertinentes.

Huánuco, 13 de Junio del 2022.

Mg. C.D. Mardonio Apac Palomino
Coordinador del P.A. de Odontología.

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a mi familia, gracias por creer y confiar en mí siempre.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Dios por permitirme cumplir mis metas y acompañarme siempre en el proceso de ellas.

A mis padres, Sara y Javier, que a pesar de las circunstancias que nos puso la vida estuvieron apoyándome en todo momento.

A mi hermanita Nataly, que siempre fue uno de mis motivos para yo seguir esforzándome.

A mis tíos, David y Edinson, que son como unos padres para mí, siempre aconsejándome y guiándome.

A mi abuelita Aida, por preocuparse por mí y enseñarme que con humildad y perseverancia puedo lograr mis metas.

A mi enamorado, Williams, por todo su apoyo, amor y paciencia que tiene conmigo.

También quiero mostrar mi agradecimiento a todos los doctores que me enseñaron, aconsejaron y apoyaron mucho durante toda mi carrera.

ÍNDICE

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTOS	III
ÍNDICE.....	IV
ÍNDICE DE TABLAS	VI
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	VII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS.....	VIII
RESUMEN	IX
SUMMARY	XI
INTRODUCCIÓN	XIII
CAPÍTULO I	15
PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN	15
1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	15
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	16
1.2.1. PROBLEMA GENERAL	16
1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS	16
1.3. OBJETIVO GENERAL	17
1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
1.5. JUSTIFICACIÓN.....	17
1.5.1. TEÓRICA.....	17
1.5.2. PRÁCTICA.....	18
1.5.3. METODOLÓGICA.....	18
1.6. LIMITACIONES.....	18
1.7. VIABILIDAD	18
1.7.1. TÉCNICO	18
1.7.2. OPERATIVO.....	19
1.7.3. ECONÓMICO	19
CAPÍTULO II	20
MARCO TEÓRICO.....	20
2.1. ANTECEDENTES.....	20
2.1.1. A NIVEL INTERNACIONAL.....	20
2.1.2. A NIVEL NACIONAL.....	25
2.1.3. A NIVEL REGIONAL.....	26

2.2. BASES TEÓRICAS.....	26
2.2.1. CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO.....	26
2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS	36
2.4. HIPÓTESIS.....	36
2.5. VARIABLES	36
2.5.1. VARIABLE INDEPENDIENTE	36
2.5.2. VARIABLE DEPENDIENTE.....	36
2.5.3. VARIABLE INTERVINIENTE	36
2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	37
CAPÍTULO III	39
MARCO METODOLÓGICO	39
3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	39
3.1.1. ENFOQUE	39
3.1.2. ALCANCE O NIVEL.....	39
3.1.3. DISEÑO METODOLÓGICO	39
3.2. POBLACIÓN Y MUESTRA	40
3.2.1. POBLACIÓN / MUESTRA	40
3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS	40
3.3.1. PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS	40
3.3.2. PARA EL ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS.....	41
CAPÍTULO IV.....	43
RESULTADOS	43
4.1. PROCESAMIENTO DE DATOS	43
CAPÍTULO V.....	54
DISCUSIÓN DE RESULTADOS	54
CONCLUSIONES.....	57
RECOMENDACIONES	58
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXOS.....	66

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión Ionomero de vidrio Ionofil Molar	43
Tabla 2. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión Ionomero de vidrio Ketac Molar	44
Tabla 3. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión Ionomero de vidrio Vitremer.....	45
Tabla 4. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Ionofil Molar	46
Tabla 5. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Ketac Molar	47
Tabla 6. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Vitremer ...	48
Tabla 7. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 1.....	49
Tabla 8. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 2.....	50
Tabla 9. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 3.....	51
Tabla 10. Prueba ANOVA: Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados sometidos a salva artificial en 21 días.....	52
Tabla 11. Comparaciones múltiples con la prueba post hoc de Bonferroni de la Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados.....	53

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados sometidos a salva artificial en 21 días.	52
---	----

ÍNDICE DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

N°	Abreviaturas y/o Símbolos	Significado
1	Mpa	Megapascal
2	CIV	Ionómero de vidrio convencional
3	GIC	Glass ionomer cemet

RESUMEN

OBJETIVO: Evaluar la diferencia en la resistencia compresiva entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según el tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021.

MATERIALES Y MÉTODOS: Se prepararon quince especímenes de ionómero de vidrio (grupo 1 cinco especímenes de ionofil molar, grupo 2 cinco especímenes de ketac molar y grupo 3 cinco especímenes de vitrmer) se prepararon de acuerdo a las instrucciones especificadas de acuerdo al laboratorio. Se realizaron las mediciones de resistencia compresiva (Mpa) en cuatro tiempos inmediato después de 24 horas de sumergida a saliva artificial, luego a los 7 días, 14 días y finalmente después de 21 días. Los resultados se sometieron a T de Student, ANOVA y prueba post hoc de Bonferroni.

RESULTADOS: La resistencia compresiva del ionofil molar después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 111.68 ± 11.29 , después de 7 días fue 110.50 ± 7.07 ; después de 14 días fue 100.20 ± 7.30 y la media y desviación estándar fue 113.46 ± 24.74 después de 21 días. Ketac molar Después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 109.52 ± 14.57 , después de 7 días fue 102.52 ± 6.19 ; después de 14 días fue 110.50 ± 18.82 y la media y desviación estándar fue 99.04 ± 4.22 después de 21 días y vitremer Después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 131.21 ± 13.74 , después de 7 días fue 134.68 ± 10.73 ; después de 14 días fue 144.61 ± 19.97 y la media y desviación estándar fue 139.04 ± 11.72 después de 21 días. Se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva después de 21 días de exposición en saliva ($P = 0,006$).

CONCLUSIONES: El inomero Vitremer (3M™ Vitremer™) mostró en la presente investigación invitro en saliva artificial una mayor resistencia compresiva en comparación al Ionomero Ketac Molar (Ketac™ Molar

Easymix) y Ionofil Molar (Ionofil Molar de VOCO) evaluado a los 1, 7, 14 y 21 días.

PALABRAS CLAVE: Resistencia compresiva, saliva artificial, ionómero de vidrio, Ketac molar, Ionofil molar, Vitremer.

SUMMARY

OBJECTIVE: To evaluate the difference in compressive strength between molar Ketac, molar Ionofil and Vitremer according to exposure time in artificial saliva, Huánuco 2021.

MATERIALS AND METHODS: Fifteen glass ionomer specimens (group 1, five molar ionophil specimens, group 2, five molar ketac specimens, and group 3, five vitrmer specimens) were prepared according to the instructions specified according to the laboratory. Compressive strength (Mpa) measurements were performed at four times immediately after 24 hours of immersion in artificial saliva, then at 7 days, 14 days and finally after 21 days. The results were subjected to Student's t, ANOVA and Bonferroni post hoc test.

RESULTS: The compressive strength of the molar ionofil after 24 hours, the mean (standard deviation) was 111.68 ± 11.29 , after 7 days it was 110.50 ± 7.07 ; after 14 days it was 100.20 ± 7.30 and the mean and standard deviation was 113.46 ± 24.74 after 21 days. Molar Ketac After 24 hours, the mean (standard deviation) was 109.52 ± 14.57 , after 7 days it was 102.52 ± 6.19 ; after 14 days it was 110.50 ± 18.82 and the mean and standard deviation was 99.04 ± 4.22 after 21 days and vitremer After 24 hours, the mean (standard deviation) was 131.21 ± 13.74 , after

7 days it was 134.68 ± 10.73 ; after 14 days it was 144.61 ± 19.97 and the mean and standard deviation was 139.04 ± 11.72 after 21 days. A significant difference in compressive strength was found after 21 days of saliva exposure ($P = 0.006$).

CONCLUSIONS: The Vitremer inomer (3M™ Vitremer™) showed in the present investigation invitro in artificial saliva a higher compressive strength compared to the Ketac Molar glass ionomer (Ketac™ Molar Easymix) and Molar Ionofil (Ionofil Molar from VOCO) evaluated at 1, 7, 14 and 21 days.

KEY WORDS: Compressive strength, artificial saliva, glass ionomer, molar Ketac, molar ionophil, Vitremer

**“RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN DE KETAC MOLAR,
IONOFIL MOLAR Y VITREMER SEGÚN TIEMPO DE
EXPOSICIÓN EN SALIVA ARTIFICIAL, HUÁNUCO 2021”**

INTRODUCCIÓN

“La resistencia a la compresión de un material se define como la cantidad de tensión requerida para deformar un material en cualquier cantidad.” (1).

En los últimos años, los cementos de ionómero de vidrio (CIV) han adquirido un papel destacado en la odontología restauradora debido a sus amplias indicaciones clínicas y a su técnica clínica relativamente sencilla.

El cemento de ionómero de vidrio (CIV) es un material a base de agua que se endurece lentamente después de una reacción ácido-base entre el polvo de vidrio de fluoroaluminosilicato y una solución acuosa de poliácido. La reacción de fraguado en los CIV es un proceso continuo evidente por el aumento de las propiedades mecánicas del cemento con el tiempo de envejecimiento. Los CIV tienen muchas aplicaciones clínicas. La propiedad que diferencia a CIV de varios materiales de restauración es su química, que es autoadhesiva a la estructura del diente y tiene una liberación de flúor protectora de caries en los márgenes de las restauraciones, junto con su capacidad de recarga por exposición a agentes que contienen flúor. La otra propiedad única es su tolerancia a la humedad, lo que aumenta su aplicación clínica (2).

Hoy en día, los ionómeros de vidrio convencional (IVC) son el material de elección para diversas aplicaciones dentales que incluyen; sellador para tratamiento de conductos radiculares, adhesivo para brackets de ortodoncia, liner en cavidades profundas, sellador de fisuras y obturación restauradora para superficies dentales dañadas (3).

Estos materiales tienen propiedades únicas como; su capacidad para liberar y absorber flúor, adhesión química al diente, así como compatibilidad biológica y toxicidad mínima. Sin embargo, se han realizado pocos estudios sobre la microfiltración de GIC recientemente desarrollados (4).

Dado que es fundamental tener conocimiento sobre las propiedades físicas y mecánicas de los productos al elegir un material de restauración, este estudio *in vitro* tiene como objetivo comparar la resistencia a la compresión, de varios cementos de ionómero de vidrio después de la inmersión en saliva artificial.

CAPÍTULO I

PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La caries dental se ha considerado un componente históricamente importante de la carga mundial de morbilidad bucal. Los profesionales dentales deben elegir el material adecuado según la situación de la restauración. Esta decisión debe basarse en una serie de factores, como el conocimiento de las propiedades físicas, la biocompatibilidad, la estética y la aplicación de los materiales (5).

Los cementos de ionómero de vidrio surgieron como material de restauración a inicios de la década de 1970 por Wilson y Kent et al. Son estéticamente más agradables que las restauraciones metálicas. Por el contrario, su uso en odontología como material de restauración en áreas que soportan estrés está limitado debido a las malas propiedades mecánicas, como la resistencia al desgaste a la fractura, tenacidad y baja resistencia.

La solubilidad de los materiales de restauración dental influye tanto en su tasa de degradación como en su compatibilidad biológica. La adición de polvos metálicos o fibras a los cementos de ionómero de vidrio puede mejorar su resistencia. Simmons sugirió mezclar polvos de aleación de amalgama en los cementos y desarrolló este sistema clínicamente con el nombre de "Miracle Mix". Esta aleación se utiliza para la construcción de muñones y para el tratamiento de bocas con alta incidencia de caries (6).

Un material de restauración de alta resistencia, que ha sido reforzado con rellenos de zirconia conocidos como zirconómero (amalgama blanca), ha sido un sustituto reciente del cemento de ionómero de vidrio en odontología (7).

En los primeros 10 minutos del proceso de endurecimiento, hay una liberación lenta de iones de calcio dentro de la matriz, seguida de iones de

aluminio. En este momento, el material es muy frágil a la deshidratación. Por tanto, en situación clínica, la ganancia o pérdida de líquido puede afectar negativamente a las propiedades finales de la restauración (8).

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1. PROBLEMA GENERAL

¿Cuál es la diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021?

1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS

Pe 01

¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a las 24 horas de exposición en saliva artificial?

Pe 02

¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 7 días de exposición en saliva artificial?

Pe 03

¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 14 días de exposición en saliva artificial?

Pe 04

¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 21 días de exposición en saliva artificial?

Pe 05

¿Existen diferencia en la resistencia compresiva entre los Ionómeros Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer y tiempo de exposición en saliva artificial?

1.3. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la diferencia en la resistencia compresiva entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021.

1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Oe 01

Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a las 24 horas de exposición en saliva artificial.

Oe 02

Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 7 días de exposición en saliva artificial.

Oe 03

Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 14 días de exposición en saliva artificial.

Oe 04

Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 21 días de exposición en saliva artificial

Oe 05

Determinar la diferencia en la resistencia compresiva entre los Ionómeros Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer y tiempo de exposición en saliva artificial.

1.5. JUSTIFICACIÓN

1.5.1. TEÓRICA

La ejecución del estudio es importante debido que constituye una actualización y contextualización de la evaluación la resistencia

compresiva entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer expuestos en saliva artificial de 21 días en tres tiempos de cuantificación.

1.5.2. PRÁCTICA

Este estudio proporcionará información vital a los cirujanos dentales pediátricos sobre materiales de restauración relativamente nuevos, ya que las propiedades físicas y mecánicas del nuevo material se comparan con los materiales convencionales para determinar el material más adecuado en términos de durabilidad, resistencia y estabilidad dimensional. Este estudio aumentará la confianza entre los cirujanos dentales en términos de características de manejo, rentabilidad y tasa de éxito. Este estudio ayudará clínicamente y científicamente; cirujanos dentales pediátricos para utilizar este material en áreas de estrés en pacientes pediátricos.

1.5.3. METODOLÓGICA

Los instrumentos elaborados para la obtención de la información en laboratorio podrían tomarse como referencia para futuras investigaciones similares al estudio realizado.

1.6. LIMITACIONES

Para el proceso de obtención de los datos fue necesario contar con un maquina universal para medir la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio en estudio, dicho equipo se encontró en la ciudad de Lima, en donde se realizó el estudio.

1.7. VIABILIDAD

1.7.1. TÉCNICO

En este aspecto el investigador y el responsable del laboratorio para la toma de la resistencia compresiva contaron con los conocimientos y habilidades necesarias para llevar a cabo dicha investigación.

1.7.2. OPERATIVO

Se contó con los diversos insumos CIV, equipos que demandó el estudio.

1.7.3. ECONÓMICO

Dicha investigación fue factible por el investigador ya que se cuenta con todos los recursos económicos necesarios.

Por todo lo dicho anteriormente el estudio fue factible o viable para su ejecución

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

2.1.1. A NIVEL INTERNACIONAL

Kumar A, et al. India, 2021. “Un nuevo cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc: una gran ayuda en odontología”. **Objetivos:** El objetivo del estudio fue comparar las cuatro propiedades de ZRGI, como tenacidad a la falla, dureza superficial, abrasión y rugosidad, con otros materiales GIC actualmente en el mercado como: pulido de vidrio recubierto de polímero (EQUIA FIL). **Metodología:** El estudio se llevó a cabo en dos fases. En el Paso 1, se analizó la microdureza, la rugosidad de la superficie, la abrasión de los cuatro GIC y la resina compuesta como controles, y en el Paso 2, se analizó la tenacidad a la fractura de los cuatro GIC durante el intervalo de tiempo de 24 horas para garantizar que todo el cemento es satisfactorio fuerza maxima. Resultado: El valor de microdureza ChemFil Stone es el más bajo entre los diferentes grupos GIC. Los cuatro grupos GIC tienen las mismas propiedades abrasivas, mientras que el compuesto es mucho más resistente al desgaste. La variación de rugosidad en ChemFil Rock es mayor que en otros GIC. EQUIA FIL tiene la tenacidad a la fractura más alta, seguido de ChemFil Rock. **Conclusión:** Se puede concluir que la incorporación de zinc a la matriz chemfil aumenta la tenacidad a la fractura y el buen desgaste, pero no mejora la microdureza ni la rugosidad superficial (9).

Patil K, et al. India, 2020. “Evaluación comparativa de las propiedades mecánicas del cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc y del cemento de ionómero de vidrio tipo IX: un estudio *in vitro*”. **Objetivo:** Evaluar la resistencia a la flexión y la microdureza del cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc y el cemento de ionómero de vidrio tipo IX. **Materiales y métodos:** Se

seleccionó el tamaño de muestra de veinte de cada grupo I (cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc) y grupo II (cemento de ionómero de vidrio tipo IX). Las muestras se prepararon en moldes de acero personalizados y se sometieron a pruebas de resistencia a la flexión y microdureza. La resistencia a la flexión se determinó mediante la prueba de flexión de tres puntos. Después de determinar la resistencia a la flexión, los fragmentos se utilizaron para determinar la Dureza Vickers mediante un penetrador automático de microdureza. La resistencia a la flexión y la microdureza se calcularon para todas las muestras y se sometieron a análisis estadístico. Se utilizaron pruebas con varianzas desiguales, ya que se encontró que los datos eran del mismo material. La normalidad se verificó utilizando la gráfica de probabilidad normal habitual. Para la resistencia a la flexión, se encontró que el valor p era 0,007530. Por lo tanto, el CIV reforzado con zinc fue superior al CIV tipo IX. Para la microdureza, se encontró que el valor p era 0,0023. Por lo tanto, el cemento de ionómero de vidrio tipo IX fue superior al cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc.

Conclusión: El cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc mostró una mayor resistencia a la flexión en comparación con el CIV tipo IX, aumentando así la longevidad, mientras que el CIV tipo IX tuvo una mejor microdureza que el cemento de ionómero de vidrio reforzado con zinc. Por lo tanto, se deben considerar las propiedades mecánicas de varios materiales para el éxito clínico a largo plazo mediante la selección del material apropiado en función de la condición clínica (10).

Menezes-Silva R, et al. Sao Paulo, 2020. “Correlación entre propiedades mecánicas y tiempo de estabilización de enlaces químicos en cementos de ionómero de vidrio”. Objetivo fue evaluar la resistencia a la compresión (CS), la resistencia a la tracción diametral (DTS), la resistencia a la flexión (FS) y la microdureza Knoop (KH) de diferentes cementos restauradores de ionómero de vidrio (GIC) convencionales y correlacionar estas propiedades mecánicas (MP) con el tiempo de estabilización (ST) de sus enlaces químicos. **Metodología:** Se probaron dieciocho GIC: Bioglass [B], Chemfil Rock [CR], Equia Forte

[EF], Gold Label 2 [GL2], Gold Label 9 [GL9], Glass Ionomer Cement II [GI], longlass [IG], Ion Z[IZ], Ionomaster [IM], Ionofil Plus [IP], Ionostar Plus [IS], Ketac Molar Easymix [KM], Magic Glass [MG], Maxxion R [Ma], Riva Self Cure [R], Vidrion R [V], Vitro Fil [VF] y Vitro Molar [VM]. Los ensayos de resistencia mecánica se realizaron en una máquina de ensayo universal. Las lecturas de KH se realizaron con un indentador de diamante. Los ST se examinaron mediante espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR). Los datos se analizaron con ANOVA y prueba de Tukey ($p < 0,05$). Se utilizó la prueba de rango de Spearman para evaluar la dependencia entre los resultados de MP y ST. **Resultados:** Los valores más altos de MP fueron EF, GL2, GL9, GI y KM y los más bajos para MG, MA, B, VF e IM. El ST más largo fue para GL2 y el más corto para B. ST se correlacionó positivamente con MP. Los GIC con enlaces químicos más largos ST son generalmente más fuertes y el valor de ST obtenido de FTIR fue útil para predecir la fuerza de los GIC probados. El ST más largo fue para GL2 y el más corto para B. ST se correlacionó positivamente con MP. Los GIC con enlaces químicos más largos ST son generalmente más fuertes y el valor de ST obtenido de FTIR fue útil para predecir la fuerza de los GIC probados. **Conclusiones:** El ST más largo fue para GL2 y el más corto para B. ST se correlacionó positivamente con MP. Los GIC con enlaces químicos más largos ST son generalmente más fuertes y el valor de ST obtenido de FTIR fue útil para predecir la fuerza de los GIC probados (11).

Fuhrmann D, et al. Alemania, 2021. “Propiedades de los nuevos sistemas de restauración de ionómero de vidrio comercializados para áreas que soportan tensión”. Objetivo: Evaluar las propiedades (resistencia a la fractura, dureza de la superficie) de los materiales de restauración de ionómero de vidrio convencionales más nuevos que se comercializan para las áreas posteriores que soportan tensión en comparación con los materiales de restauración de ionómero de vidrio más tradicionales comercializados sin carga. -áreas de apoyo y materiales de restauración de resinas

compuestas. **Metodología:** Se crearon especímenes de tenacidad a la fractura con viga entallada en un molde con cada material probado (Equia Forte, GC America, con y sin un revestimiento superficial de Equia Forte Coat; Ketac Universal, 3M/ESPE; ChemFil Rock, Dentsply; Fuji IX GP Extra, GC; Ionostar Molar, VOCO; Filtek Z250, 3M/ESPE; Filtek Supreme Ultra, 3M/ESPE) y se fracturaron con una máquina de ensayo universal después de 24 horas de almacenamiento. Los valores de dureza se determinaron en la superficie de las probetas de tenacidad a la fractura utilizando un probador de dureza. Los datos se analizaron con un ANOVA unidireccional y la prueba post hoc de Tukey por propiedad ($\alpha = 0,05$). **Resultados:** Los materiales de restauración de resina compuesta tenían una tenacidad a la fractura significativamente mayor que los materiales de ionómero de vidrio. No hubo diferencia significativa en la tenacidad a la fractura entre los materiales de ionómero de vidrio. El uso de un revestimiento de resina aumentó significativamente la dureza de la superficie del ionómero de vidrio más nuevo comercializado para áreas sometidas a tensión. **Conclusiones:** La tenacidad a la fractura no mejoró con los materiales restauradores de ionómero de vidrio más nuevos comercializados para áreas sometidas a estrés en comparación con los materiales de ionómero de vidrio convencionales; sin embargo, un recubrimiento de resina proporcionó una mayor dureza superficial (12).

Moshaverinia M, Iran, 2019. "Evaluación comparativa de las propiedades físicas de un material de restauración dental de ionómero de vidrio reforzado". **Objetivo:** Evaluar y comparar las resistencias a la compresión, a la tracción diametral y a la flexión de EQUIA Forte Fil con Fuji IX GP y ChemFil Rock. **Material y métodos:** Se generaron diez muestras de disco de cada GIC (EQUIA Forte Fil, Fuji IX GP y ChemFil Rock) para pruebas de resistencia mecánica y dureza superficial utilizando moldes de polidimetilsiloxano (PDMS). Las muestras se examinaron después de 24 h 7 días de inmersión en agua destilada a 37 °C. La resistencia a la compresión, la resistencia a la tracción diametral. Los datos medios se analizaron mediante ANOVA de

una y dos vías ($\alpha = 0,05$). **Resultados.** El cemento de ionómero de vidrio EQUIA Forte Fil mostró una resistencia a la flexión y una dureza superficial significativamente mayores ($P < 0,05$) que las muestras Fuji IX GIC. Sin embargo, no hubo una diferencia significativa ($P > 0,05$) entre la resistencia a la tracción del diámetro y la resistencia a la compresión de las muestras EQUIA Forte Fil y Fuji IX GIC. La roca ChemFil mostró una mayor resistencia a la flexión que EQUIA Forte Fil ($P > 0,05$), pero una resistencia a la compresión y una microdureza significativamente menores ($P < 0,05$). Los GIC probados maduraron después de 1 semana de inmersión en agua destilada, mostrando una mejora significativa en sus propiedades mecánicas. **Conclusión:** EQUIA Forte Fil es un material de restauración prometedor con una excelente resistencia a la flexión y dureza superficial en comparación con su predecesor Fuji IX GP u otro vidrio aislante comercial. (13).

Bhatia H, et al. India, 2017. “Una evaluación comparativa de la sorción, solubilidad y resistencia a la compresión de tres cementos de ionómero de vidrio diferentes en saliva artificial: un estudio *in vitro*”. Objetivo: Evaluar la resistencia a la compresión de tres cementos de ionómero de vidrio diferentes en saliva artificial: cemento de ionómero de vidrio tipo IX, cemento de ionómero de vidrio reforzado con plata y cemento de ionómero de vidrio reforzado con zirconia. **Materiales y métodos:** Se prepararon un total de 90 probetas cilíndricas (4 mm de diámetro y 6 mm de altura) para cada material siguiendo las instrucciones del fabricante. Después de someter las muestras a termociclado, 45 muestras se sumergieron en saliva artificial durante 24 horas para la prueba de resistencia a la compresión bajo una máquina de prueba universal, y las otras 45 fueron evaluadas para sorción y solubilidad, pesándolas primero con una balanza de precisión (W1), luego sumergirlos en saliva artificial durante 28 días y pesarlos (W2), y finalmente deshidratarlos en un horno durante 24 horas y pesarlos (W3). **Resultados:** El grupo III (zirconómero) muestra la mayor resistencia a la compresión seguido del grupo II (Miracle Mix) y la menor resistencia a la compresión se observa en el grupo I (cemento

de ionómero de vidrio tipo IX- Extra) con diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Los valores de sorción y solubilidad en saliva artificial fueron más altos para el cemento de ionómero de vidrio tipo IX - Extra-GC (grupo I) seguido de zirconómero-Shofu (grupo III), y el menor valor se observó para Miracle Mix- GC (grupo II). **Conclusión:** El cemento de ionómero de vidrio reforzado con zirconia es un material dental prometedor y puede usarse como restauración en áreas que soportan estrés debido a su alta resistencia y baja solubilidad y tasa de sorción. Puede ser un sustituto del cemento de ionómero de vidrio reforzado con plata debido a la ventaja adicional de la estética (14).

2.1.2. A NIVEL NACIONAL

Mori P. Lima Perú, 2018. “Diferencia en la resistencia a la fuerza de compresión de ionómeros de vidrio convencional (CIV-GIC) usados en el Perú evaluadas in-vitro”. **Objetivo:** Determinar qué cemento de ionómero de vidrio reconstituido tiene la mayor resistencia a la compresión cuando se aplica una fuerza constante que simula una carga de masticación. **Metodología:** Se realizó una prueba in vitro en 30 restauraciones de vidrio de ionómero de marcas comerciales Ketac Molar Easymix, GC (Fuji IX) y Densell, se tomaron 10 muestras de cada grupo y postes de ionómero de 6 mm de alto y 6 mm de espesor. en un aparato de acero inoxidable preformado para aplanar cilindros de acuerdo con la norma ISO 9917-1:2003, las muestras se sometieron a una fuerza de compresión de 1 mm/s en el probador multifunción LG CMT-5L. **Resultados.** Los datos recopilados muestran una relación bidireccional significativa de resistencia a la compresión al comparar qué GIC tiene la mayor resistencia a la compresión, siendo Ketac Molar easymix más estable que Fuji IX ($P = 0,041$); Ketac Molar easymix es más estable que Densell ($P = 0,001$); El Fuji IX es más estable que el Densell ($P = 0,002$). **Conclusiones:** Los datos presentados sugieren que una evaluación multivariada permite distinguir entre las marcas comerciales de selladores de vidrio ionoméricos caracterizados por la mayor capacidad de carga compresiva, incluido Ketac Molar easymix. (15).

2.1.3. A NIVEL REGIONAL

No existen estudios actuales similares a la investigación

2.2. BASES TEÓRICAS

2.2.1. CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO

2.2.1.1. DEFINICIÓN

GIC es una combinación de silicato y policarboxilato que libera fluoruro y se adhiere al tejido dental. Se utiliza en una variedad de aplicaciones, incluido el material de obturación de lesiones cervicales dentales; la restauración de los dientes de los niños; la construcción del núcleo de fluido tubular; y la adhesión de empastes dentales (16). GIC fue introducido por primera vez en 1972 por Wilson y Kent (17). Consiste en un ácido poliacrílico soluble en agua y vidrio de fluoroaluminosilicato. Cuando se mezclan el polvo de silicato y el líquido polimérico, tiene lugar una reacción ácido-base. A medida que comienzan a formarse las sales de polímeros metálicos, comienza la gelificación y continúa hasta que el cemento se endurece. La GIC temprana se consideró una alternativa a la amalgama como material de obturación dental. Sin embargo, las propiedades mecánicas de los primeros GIC no eran tan ventajosas como las de la amalgama y requerían mejoras adicionales. Por tanto, el GIC reforzado con metal se introdujo por primera vez en 1977. Williams et al (18). describió la adición de polvo de aleación de amalgama de plata a GIC para aumentar la resistencia del cemento y proporcionar radiopacidad al mismo tiempo. Sin embargo, tanto los GIC tempranos como los GIC reforzados con metal tenían baja viscosidad, lo que los hacía incómodos para el uso clínico. Para superar estos problemas, se desarrollaron GIC de alta viscosidad denominados GIC viscosos o condensables (19). Estos materiales se utilizaron en tratamientos de restauración atraumáticos a principios de la

década de 1990 (17). Los materiales desarrollados están compuestos por finas partículas de vidrio y ácidos poliacrílicos anhidros de alto peso molecular y poseen una alta proporción de mezcla polvo / líquido, lo que da como resultado un tiempo de fraguado rápido y una alta viscosidad (17). El mecanismo de reacción de fraguado de los GIC de alta viscosidad es el mismo que el de los GIC convencionales basados en la reacción ácido-base.

Los GIC liberan iones biológicamente activos, fluoruro, sodio, fosfato y silicato que son biológicamente beneficiosos en el medio, por lo que estos iones son sustancias naturalmente bioactivas. A medida que se liberan más de estos iones en condiciones ácidas en comparación con condiciones neutrales, el GIC puede reducir el pH del medio circundante en condiciones ácidas (20). RMGI está compuesto de resina agregada al GIC. Debido a la adición de resina, la fuerza de unión, la resistencia a la tracción y la resistencia a la compresión de los GIC se mantienen y su solubilidad en un ambiente acuoso se reduce, mejorando así las deficiencias de GIC (17). La resina en RMGI se obtiene poniendo primero el monómero en el componente líquido del GIC y luego fotopolimerizando. La irradiación ultravioleta da como resultado la polimerización del monómero, seguida de una reacción ácido-base, que mejora la resistencia mecánica. Debido a esta resistencia mecánica mejorada, RMGI se usa ampliamente como material de obturación dental. Anteriormente, Mathis y Ferracane (21) intentaron fabricar materiales de obturación dental mezclando GIC y un compuesto preparado mezclando resina con GIC comercial. El material resultante no exhibió propiedades clínicamente aceptables, pero sí demostró la posibilidad de combinar configuraciones de polimerización ácido-base y resina dentro de un solo material. RMGI, que se obtiene mediante fotopolimerización, se desarrolló en 1992 (22). La reacción ácido-

base básica en estos materiales se complementa principalmente con la segunda resina creada por fotopolimerización (23). Son GIC que contienen una pequeña cantidad de monómeros que se pueden polimerizar en medio acuoso. También se ha informado de otro método que altera la cadena lateral del ácido polialquenoico, pero el GIC todavía se prepara mediante mecanismos basados en reacciones ácido-base. El término "ionómero de vidrio modificado con resina" significa que se forman resinas; sin embargo, conservan las características de los ionómeros de vidrio (24). Con respecto a los materiales en el contexto más amplio de la ciencia de los materiales, los RMGI son todos "materiales compuestos", ya que consisten en una fase de matriz y una fase dispersa. La variación en la composición de los materiales comerciales podría entonces considerarse continua en una escala desde una matriz puramente de resina producida por fotoirradiación hasta una matriz puramente salina producida por reacción ácido-base (24). Un ejemplo de aditivos de resina en RMGI es la adición de metacrilato al ácido poliacrílico. En la preparación de estos materiales, la reacción ácido-base básico se repone mediante fotopolimerización. Otro ejemplo de RMGI son las resinas compuestas modificadas con poliácido compuestas de macro-monómeros, que se utilizan comúnmente en resinas compuestas, que contienen bisfenol A-dimetacrilato de glicidilo (bisGMA) o dimetacrilato de uretano con una pequeña cantidad de monómero ácido (25). utilizadas en los GIC convencionales, sin embargo, son de tamaño pequeño. La reacción de fraguado inicial se inicia mediante fotopolimerización (26).

La liberación de flúor de los materiales de obturación de los dientes es muy importante para prevenir la corrosión de los dientes. Muchos investigadores han informado que los RMGI pueden liberar fluoruro a una velocidad similar a la de los GIC convencionales (26).

Sin embargo, esta velocidad de liberación puede verse influenciada no solo por la formación de derivados de fluoruro complejos (27). Dependiendo del entorno de almacenamiento, RMGI libera fluoruro durante las primeras 24 horas (28), la cantidad de fluoruro liberado disminuye después de 7 días y se estabiliza a los 10 días a 3 semanas (29). La liberación de flúor se ve afectada por variables como el componente de la matriz, el relleno y el contenido de flúor (30). Además, también se ve afectado por factores experimentales como el entorno de almacenamiento, el número y la frecuencia de los cambios en la solución de conservación, la composición y el pH de la saliva, la formación de placa y película, la proporción de polvo a líquido, la mezcla, el tiempo de curado y la superficie expuesta (31). Se demostró que la liberación de fluoruro de RMGI en la saliva artificial que contiene esterasa es mayor que en la saliva artificial sin enzima. El blanqueamiento y el cepillado no afectaron la liberación de flúor. La eliminación de la capa exterior de la restauración mediante pulido al aire o acabado aumenta la liberación de flúor (31). Cuando la superficie del material de restauración se cubrió con un adhesivo o un agente de recubrimiento de superficies, se evitó la contaminación debida a la humedad y la deshidratación en la etapa inicial, y la liberación de fluoruro se redujo de 1,4 a 4 veces.

En comparación con GIC, RMGI muestra una resistencia mecánica mejorada pero una menor biocompatibilidad. Esto se debe a que el monómero de metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) se escapa de RMGI principalmente durante las primeras 24 horas (32). La cantidad de HEMA liberada depende de la intensidad fotométrica del GIC. HEMA penetra en la dentina (33) y es tóxico para las células pulpares (34). Como se mencionó anteriormente, las propiedades mecánicas se han mejorado al mismo tiempo que se ha reducido el tiempo de trabajo, pero su capacidad para prevenir las caries es relativamente baja debido a

la baja liberación de fluoruro y su biocompatibilidad sigue siendo insatisfactoria debido a HEMA.

2.2.1.2. RESINAS COMPUESTAS MODIFICADAS CON POLIÁCIDOS (COMPÓMERO)

Las propiedades mecánicas del GIC limitan sus aplicaciones porque está compuesto por grupos de ácido carboxílico que hacen que la resina interactúe fácilmente con el agua. Las resinas compuestas modificadas con poliácido, comúnmente son conocidas como compómeros, se utilizan para materiales estéticos para la rehabilitación oral, especialmente el tratamiento de la caries dental (35). Este material se presentó a los dentistas clínicos a principios de la década de 1990 (36) y se propuso como un nuevo material dental que combina la estética de resina sintética existente con la capacidad de liberación y adhesión de flúor de GIC.

La característica principal de los compómeros es que no contienen agua y la mayoría de los componentes son idénticos a los de las resinas compuestas. Normalmente, se trata de macromonómeros voluminosos, como bisGMA o sus derivados y / o dimetacrilato de uretano, que se mezclan con diluyentes reductores de la viscosidad, como dimetacrilato de trietilenglicol. Estos sistemas poliméricos están llenos de polvos inorgánicos no reactivos, como el cuarzo o un vidrio de silicato, como SrAlFSiO_4 (37). Los polvos se recubren con un silano, que refuerza la unión entre el relleno y la matriz del material fraguado (38). Los compómeros también contienen monómeros adicionales que son diferentes de los de los compuestos convencionales; por lo tanto, contienen grupos funcionales ácidos como un componente muy minoritario. El monómero de este tipo más utilizado es TCB, que es un diéster de 2-HEMA con ácido butano tetracarboxílico. Además, los compómeros también contienen polvos de vidrio reactivos similares a los utilizados en GIC (39).

Los compómeros están diseñados para absorber agua, y el remojo en agua puede conducir a un aumento del 2% al 3,5% en su masa. Se ha demostrado que este proceso de absorción de agua implica la neutralización del grupo ácido carboxílico (38). La neutralización está controlada por la velocidad de difusión del agua y, por lo tanto, es un proceso bastante lento (40). Se encuentra que el mecanismo a través del cual los compómeros absorben agua para promover la neutralización tiene un efecto negativo sobre sus propiedades físicas (41). Este mecanismo es diferente al de las resinas compuestas convencionales, que se sabe que absorben cantidades moderadas de agua sin alteraciones significativas de sus propiedades mecánicas. Adusei y col (42). realizó el estudio más completo sobre los efectos adversos del agua en los compómeros. Para todos los materiales probados, no hubo diferencia en los parámetros medidos después de un almacenamiento de 24 horas en condiciones húmedas o secas. Sin embargo, para la mayoría de los materiales, todas las medidas de resistencia tendieron a disminuir durante un período de 4 semanas. No todos los parámetros físicos mostraron reducciones con el almacenamiento a largo plazo en agua. Además, se encontró que la resistencia a la microtensión y la dureza de la superficie parecían no verse afectadas (43).

La presencia de cantidades menores tanto de monómeros funcionales ácidos como de vidrio de tipo ionómero básico confiere nuevas propiedades al material, a saber, la capacidad de absorber humedad para desencadenar una reacción ácido-base que puede conducir a la liberación de fluoruro y la creación de un ácido. medio ambiente. Sin embargo, algunos estudios han demostrado que la absorción de agua reduce la resistencia mecánica hasta en un 40% durante varias semanas; por lo tanto, estas características clínicamente deseables generan ingresos a un precio. Por el contrario, los estudios clínicos han demostrado que estos materiales funcionan bien en una variedad de aplicaciones. La

disminución de la resistencia mecánica debido a la absorción de agua no parece tener importancia clínica, y estos materiales son adecuados para su uso *in vivo* (44).

Un estudio reciente sobre mejoras en la función del cemento de ionómero de vidrio

Se han realizado varios esfuerzos para mejorar las propiedades de GIC mientras se mantiene la bioactividad obtenida mediante la liberación del ión. Sin embargo, fue necesario desarrollar un material "inteligente" que pueda superar los efectos adversos del monómero de resina e inducir aún más la remineralización de la dentina defectuosa. También se han realizado esfuerzos recientemente para mejorar las propiedades físicas y la biocompatibilidad mediante el uso de BAG y HA como rellenos.

1. Cemento de ionómero de vidrio que contiene vidrio bioactivo

En algunos estudios recientes (45), BAG se ha utilizado con GIC para mejorar la bioactividad e inducir la regeneración dental. El uso de materiales bioactivos ha atraído la atención en odontología, particularmente con el propósito de remineralizar la dentina. El principal componente inorgánico del GIC comprende Si, Al y Ca y está ionizado con poliácido, por lo que no presenta un comportamiento de descomposición. Mientras tanto, BAG contiene porcentajes de peso específico de Si, Na, Ca y P y fue introducido por Hench en 1969 como 45S5 Bioglass con la siguiente composición química y porcentajes de peso: 45% en peso de SiO_2 , 24,5% en peso de CaO, 24,5% en peso de Na_2O y 6,0% en peso de P_2O_5 . Las BAG son materiales a base de silicato amorfo que son compatibles con el cuerpo humano y pueden estimular el crecimiento de hueso nuevo mientras se disuelven con el tiempo (46).

En situaciones clínicas, BAG se utilizó por primera vez como biomaterial para reemplazar la pérdida de tejidos óseos. BAG es capaz de unirse fuertemente al hueso mediante la formación de HA y una unión firme entre el colágeno y el HA, por lo que el cuerpo tolera bien el material. Este material se utilizó inicialmente en la reconstrucción de la pérdida ósea debida a enfermedades periodontales en defectos óseos (46).

BAG se ha utilizado recientemente en el tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria; Las partículas finas de BAG se incorporan a la pasta de dientes o se aplican a las superficies de los dientes. BAG se adhiere a la superficie de la dentina y forma rápidamente una capa de hidroxycarbonapatita, que sella los túbulos y alivia el dolor.

Algunos investigadores han estudiado las propiedades físicas y químicas para evaluar el efecto de los materiales BAG en la estructura del diente. Hay varios estudios sobre el efecto de la adición de BAG sobre las propiedades físicas de RMGI (47). Aunque se informa que la resistencia a la compresión de la composición se reduce ligeramente, es mucho más alta que la de la BAG que contiene GIC. Yli-Urpo y col. agregó BAG a GIC y evaluó sus propiedades físicas y biológicas. Informaron que la composición experimental es bioactiva en condiciones fisiológicas y es capaz de mineralizar la dentina humana *in vitro* (48).

2. Cemento de ionómero de vidrio que contiene hidroxiapatita

HA ha sido beneficioso en el campo de la odontología debido a su radiopacidad única y otras propiedades (49). Se sabe que la aplicación de biomateriales nanométricos actuales es potencialmente más útil en odontología. Tienen amplias aplicaciones debido a su mayor resistencia, capacidad de pulido y valor estético que los modificadores comerciales (50).

Los recientes avances en la síntesis de HA en varios tamaños y formas han permitido que HA se utilice como relleno biocompatible para materiales dentales naturales. Además, HA mostró una excelente actividad biológica y jugó un papel importante en la ortopedia debido a sus propiedades bioactivas e inductoras de hueso (51).

Ketac Molar

El material de restauración de vidrio de ionómero Ketac™ Molar Easymix fue desarrollado para facilitar la mezcla manual de Ketac Molar mientras se mantienen sus propiedades mecánicas. Una mezcla más fácil significa: a) una mezcla más rápida; b) dosificación más precisa de polvos y líquidos; c) mojar mejor el polvo con líquido; y d) menos formación de polvo durante la mezcla. Esto se logró granulando el polvo de tal manera que no se afectaron las excelentes propiedades mecánicas de Ketac Molar y la liberación de iones de flúor (52).

Propiedades físicas

Químicamente, un electrolito de vidrio es un material que se mezcla con polvo de vidrio y ácido policarboxílico y sufre una reacción ácido-base. De hecho, estos componentes se mezclan de acuerdo con el estándar del sistema "polvo-líquido" para todos los dispositivos electrolíticos de vidrio comunes. Ketac Molar Easymix está disponible para mezcla manual. El relleno molar Ketac™ disponible en el sistema de cápsulas Aplicap™ se puede mezclar automáticamente (52).

Composición

Ketac Molar Easymix Glass Filler está disponible en una versión de mezcla manual: Ketac Molar Aplicap™ Glass Ion Filler se diferencia de la versión de mezcla manual en que tiene una distribución de ácido policarboxílico modificado entre polvo y

líquido. Todas las variantes de la gama Ketac Molar tienen una acidez comparable cuando se mezclan (52).

Proporción de polvo y líquido y el porcentaje de composición ácida en el polvo y el líquido.

Producto	Relación polvo/líquido	Ácido en el polvo	Ácido en el líquido
Ketac™ Molar Aplicap™	3.4 : 1	25%	75%
Ketac Molar Easymix	4.5 : 1	60%	40%

La proporción de polvo/líquido (proporción de peso) para la versión de mezcla manual es de 4,5: 1. Esto equivale a una cucharada de polvo y una gota de líquido. Para obtener excelentes valores de resistencia y uniformidad de envasado, así como buenas propiedades de unión, la distribución del grano y el pretratamiento del vidrio se han optimizado especialmente para la prensa de vidrio Ketac Molar.

El polvo de vidrio utilizado en la máquina de fabricación de ionómero de vidrio Ketac Molar es un vidrio muy delgado impermeable a los rayos X, hecho de fluorosilicato de aluminio, calcio y lantano. La distribución del tamaño de las partículas mostró que el 90 % del total de partículas tenía menos de 9 µm y el 10 % tenía menos de 1 µm. El cincuenta por ciento de las partículas de vidrio en el fabricante de ionómero de vidrio Ketac Molar tienen un tamaño de hasta aproximadamente 2,8 micrones. (52).

En 2016 Walia R, et al. Realizó una evaluación comparativa de la la resistencia a la compresión de Ketac Molar, Giomer, Zirconomer y Ceram-x: halló que la resistencia a

la compresión fue máxima para Giomer seguida de Ceram-x, Zirconomer y Ketac Molar (14).

2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

Ionómero de vidrio

Son materiales dentales a base de partículas de vidrio, silicato de aluminio y un ácido poli acrílico, presentan gran adhesión a las estructuras dentales y muy poca o nula irritación a la pulpa (53).

Resistencia compresiva

Esto ocurre cuando un objeto sometido a una fuerza constante intenta acortar o contraer el cuerpo a lo largo de su longitud hasta que el objeto se rompe o se rompe. (54).

2.4. HIPÓTESIS

Hi La resistencia a la compresión del ionómero Vitremer es mayor que el ionómero Ketac molar y Ionofil molar. En estudio in vitro.

Ho La resistencia a la compresión del ionómero Vitremer es menor que el ionómero Ketac molar y Ionofil molar. En estudio in vitro.

2.5. VARIABLES

2.5.1. VARIABLE INDEPENDIENTE

Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer

2.5.2. VARIABLE DEPENDIENTE

Resistencia a la compresión

2.5.3. VARIABLE INTERVINIENTE

Tiempo de exposición

2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIONES	INDICADORES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	TÉCNICA E INSTRUMENTO
VARIABLE DEPENDIENTE						
EFFECTO EROSIVO (MICRODUREZA SUPERFICIAL)	Una propiedad mecánica que ayuda al cuerpo a resistir la penetración o la abrasión.	Valores numéricos maquina universal	(MPa)	Cuantitativa continua	Razón	Observación Ficha de observación
VARIABLE INDEPENDIENTE						
Ionómero de vidrio	Un producto químico utilizado como material de restauración para los dientes temporales	Marca comercial	Ketac molar (Ketac™ Molar Easymix) Ionofil molar (Ionofil Molar from VOCO) y Vitremer (3M™ Vitremer™)	Cualitativo	Nominal politómica	Observación Ficha de observación

VARIABLE INTERVINIENTE						
Tiempo de exposición a saliva artificial		Horas	Inicial = 24 horas 2 observación= 7 días 3 observación= 14 días 4 observación= 21 días	Cualitativa	Nominal politómica	Observación Ficha de observación

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Según:

Finalidad: Aplicada

Número de mediciones: Longitudinal

Intervención: Experimental

Número de variables: Analítico

3.1.1. ENFOQUE

Cuantitativo

3.1.2. ALCANCE O NIVEL

Aplicativo

3.1.3. DISEÑO METODOLÓGICO

Experimental in vitro

Ge1	O ₁	—	X ₁	—	O ₂	—	X₄	—	O ₃	—	X ₁	—	O ₄
Ge2	O ₅	—	X ₂	—	O ₆	—	X₂	—	O₇	—	X₂	—	O₈
Ge3	O ₉	—	X ₁	—	O ₁₀	—	X₃	—	O₁₁	—	X₃	—	O₁₂

Dónde:

O₁: Observación (Resistencia compresiva 24 horas)

X₁: Ketac molar expuesta a saliva artificial

O₂: Observación (Resistencia compresiva después de 7 días)

O₃: Observación (Resistencia compresiva después de 14 días)

O₃: Observación (Resistencia compresiva después de 21 días)

X₂: Ionofil molar expuesta a saliva artificial

X₃: Vitremer expuesta a saliva artificial

3.2. POBLACIÓN Y MUESTRA

3.2.1. POBLACIÓN / MUESTRA

El proceso de selección del tamaño de la muestra se realizó mediante un método de muestreo no probabilístico por conveniencia. ha sido conformado por 60 probetas cilíndricas de dimensiones 4 mm de diámetro x 10 mm que cumplan con los criterios de elegibilidad (inclusión y exclusión).

Criterios de inclusión

Ionómero de vidrio con fecha de vencimiento 6 meses antes del experimento

Preparación del espécimen según lo indicado en las instrucciones

Criterios de exclusión

Especímenes de ionómero de vidrio con fracturas y grietas.

3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

La técnica utilizada para recolectar los datos fue la observación, y los instrumentos la ficha de observación y el instrumento mecánico de las pruebas universales de LG.

3.3.1. PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

Fase de preparación de la muestra de prueba

Se prepararon un total de 60 probetas cilíndricas de los cuales 15 probetas fueron sometidas a prueba de resistencia a las 24 horas, 15 probetas a los 7 días, 15 probetas a los 14 días y 15 probetas a los 21 días. En los cuatro tiempos de evaluación las 15 probetas cilíndricas fueron distribuidas en 3 grupos: grupo de estudio uno 5 probetas con Ionofil molar ® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany); grupo de estudio

dos 5 probetas con Ketac™ Molar Easymix y grupo de estudio tres 5 probetas con Vitremer® (3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.).

Las probetas fueron elaboradas con 4 mm de diámetro x 10 mm de altura a partir de un molde de teflón hecho a medida, de los cuales utilizando Ketac™ Molar Easymix, Ionofil molar® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) y vitremer® (3M ESPE, St. Paul, MN, U.S.). Se recubrió una fina capa de vaselina en las paredes laterales del molde para evitar la adhesión del material. El polvo y el líquido del ionómero de vidrio se mezclaron de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se colocaron en los moldes. Las muestras de ketac molar. El cemento mezclado se colocó en el molde de teflón hecho a medida llenándolos ligeramente en exceso y se colocó entre las dos placas de vidrio con las tiras de colocadas entre el molde de teflón y la placa de vidrio para evitar la adhesión de ionómero de vidrio a la placa de vidrio. Las placas de vidrio se sujetaron firmemente durante el fraguado para evitar la presencia de burbujas de aire y obtener una superficie lisa. Después del fraguado, los gránulos se retiraron del molde y el exceso fue recortado utilizando una cuchilla. Las muestras se agruparon aleatoriamente en tres grupos; cinco en cada grupo. 1er día, 7º día, 14 día y 21º día.

Evaluación de la resistencia a la compresión

La resistencia a la compresión de cada material se midió usando una máquina de ensayo universal CMT-5L marca (LG). Las probetas se colocaron entre las placas de la máquina de ensayo universal y se aplicó una carga de compresión a lo largo del eje largo a una velocidad de la cruceta de 0,5 mm / minuto, y la resistencia se determinará después de 1 día, 7 días, 14 días y 21 días, respectivamente.

3.3.2. PARA EL ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS

La tabulación de los datos se realizó en Excel (Microsoft Excel 2010), luego fueron verificados a través de la exploración de datos. El programa estadístico STATA versión 17.0 se utilizó para analizar los

datos y los resultados se presentaron en forma de tablas y gráficos estadísticos.

El análisis de los valores de resistencia a la compresión se realizó utilizando la prueba T de Student, (ANOVA) y post hoc de Bonferroni. Todos los análisis estadísticos se realizaron a un nivel de significación de $p < 0,05$.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. PROCESAMIENTO DE DATOS

Tabla 1. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión Ionomero de vidrio Ionofil Molar

Variable	W	V	z	Prob>z
Después 24 horas	0.977	0.265	-0.413	0.921
Después (7 días)	0.964	0.414	-1.001	0.841
Después (14 días)	0.929	0.835	-0.231	0.591
Después (21 días)	0.796	2.397	1.429	0.076
				0.607

Interpretación:

Se muestra la prueba de normalidad (Shapiro Wilks) de la variable resistencia compresiva, se encontró un valor de $p = 0.607$ $p > 0.05$ por lo tanto, se determina que los datos tienen una distribución normal.

Tabla 2. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión Ionomero de vidrio Ketac Molar

Variable	W	V	z	Prob>z
Después 24 horas	0.866	1.570	0.661	0.254
Después (7 días)	0.965	0.4054	-1.024	0.847
Después (14 días)	0.931	4.351	2.950	0.001
Después (21 días)	0.956	0.513	-0.785	0.783
				0.471

Interpretación:

En la presente tabla muestra la prueba de normalidad (Shapiro Wilks) de la variable resistencia compresiva, se encontró un valor de $p = 0.471$ $p > 0.05$ por lo tanto, se determina que los datos tienen una distribución normal.

Tabla 3. Shapiro Wilks: Prueba de normalidad de resistencia a la compresión lonomero de vidrio Vitremer

Variable	W	V	z	Prob>z
Después 24 horas	0.943	0.663	-0.506	0.693
Después (7 días)	0.878	1.429	0.511	0.304
Después (14 días)	0.875	1.473	0.559	0.288
Después (21 días)	0.947	0.618	-0.584	0.720
				0.501

Interpretación:

En la presente tabla muestra la prueba de normalidad (Shapiro Wilks) de la variable resistencia compresiva, se encontró un valor de $p = 0.501$ $p > 0.05$ por lo tanto, se determina que los datos tienen una distribución normal.

Tabla 4. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Ionofil Molar

Grupo de estudio	media	DS	Min	Max
Después 24 horas	111.68	11.29	96.08	127.41
Después (7 días)	110.50	7.07	101.58	121.03
Después (14 días)	100.20	7.30	92.52	111.19
Después (21 días)	113.46	24.74	94.24	155.59

Interpretación:

En la tabla 4 muestra los valores de media, desviación estándar, mínima, y máxima para la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio Ionofil Molar después de la exposición en saliva artificial. Después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 111.68 ± 11.29 , después de 7 días fue 110.50 ± 7.07 ; después de 14 días fue 100.20 ± 7.30 y la media y desviación estándar fue 113.46 ± 24.74 después de 21 días.

Tabla 5. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Ketac Molar

Grupo de estudio	media	DS	Min	Max
Después 24 horas	109.52	14.57	95.61	133.87
Después (7 días)	102.52	6.19	95.67	111.05
Después (14 días)	110.50	18.82	100.3	144.04
Después (21 días)	99.04	4.22	94.49	105.16

Interpretación:

En la tabla 5 muestra los valores de media, desviación estándar, mínima, y máxima para la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio Ketac Molar después de la exposición en saliva artificial. Después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 109.52 ± 14.57 , después de 7 días fue 102.52 ± 6.19 ; después de 14 días fue 110.50 ± 18.82 y la media y desviación estándar fue 99.04 ± 4.22 después de 21 días.

Tabla 6. Resistencia compresiva (Mpa) del Ionomero de vidrio Vitremer

Grupo de estudio	media	DS	Min	Max
Después 24 horas	131.21	13.74	116.95	152.08
Después (7 días)	134.68	10.73	121.9	145.23
Después (14 días)	144.61	19.97	111.66	165.24
Después (21 días)	139.04	11.72	124.73	153.38

Interpretación:

En la tabla 6 muestra los valores de media, desviación estándar, mínima, y máxima para la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio Vitremer después de la exposición en saliva artificial. Después de 24 horas, la media (desviación estándar) fue 131.21 ± 13.74 , después de 7 días fue 134.68 ± 10.73 ; después de 14 días fue 144.61 ± 19.97 y la media y desviación estándar fue 139.04 ± 11.72 después de 21 días.

Tabla 7. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 1

Diff	Media	[95% Conf. Interval]		p
Ionofil molar	1.18	-13.49	15.86	* 0.834
Ketac Molar	7.00	-14.80	28.81	** 0.423
Vitremer	-3.46	-31.81	24.88	***0.751

t = *-0.834 t = ** 0.891 t = *** -0.339

Interpretación:

En la tabla 7, no se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados en el tiempo 0 (24 horas después) y el tiempo 1 (después de 7 días) exposición en saliva, Ionofil Molar (P = 0,834), Ketac Molar (0.423), Vitremer (0.751).

Tabla 8. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 2

Diff	Mean	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]		p
Ionofil molar	11.47	13.45	-5.22	28.17	* 0.129
Ketac Molar	-0.97	25.66	-32.84	30.88	** 0.936
Vitremer	-13.40	33.46	-54.95	28.15	***0.421

t = *1.908 t = ** -0.085 t = *** -0.895

Interpretación:

En la tabla 8, no se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados en el tiempo 0 (24 horas después) y el tiempo 2 (después de 14 días) exposición en saliva, Ionofil Molar (P = 0,129), Ketac Molar (0.936), Vitremer (0.421).

Tabla 9. Prueba t de Student: diferencia de la resistencia compresiva (Mpa) tiempo 0 y tiempo 3

Diff	Mean	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	p
Ionofil molar	1.78	28.47	-37.13 33.57	*0.895
Ketac Molar	10.48	13.88	-6.75 27.71	**0.166
Vitremer	-7.83	15.48	-27.06 11.39	***0.321

t = *-0.1398 t = **1.688 t = *** -1.13

Interpretación:

En la tabla 7, no se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados en el tiempo 0 (24 horas después) y el tiempo 3 (después de 21 días) exposición en saliva, Ionofil Molar (P = 0,895), Ketac Molar (0.166), Vitremer (0.321).

Tabla 10. Prueba ANOVA: Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados sometidos a saliva artificial en 21 días.

Grupo de estudio	media	DS	Min	Max	Valor p
Ionofil molar	118.27	25.73	101.05	155.59	0.006
Ketac Molar	99.04	4.22	94.49	105.16	
Vitremer	139.04	11.72	124.73	153.38	

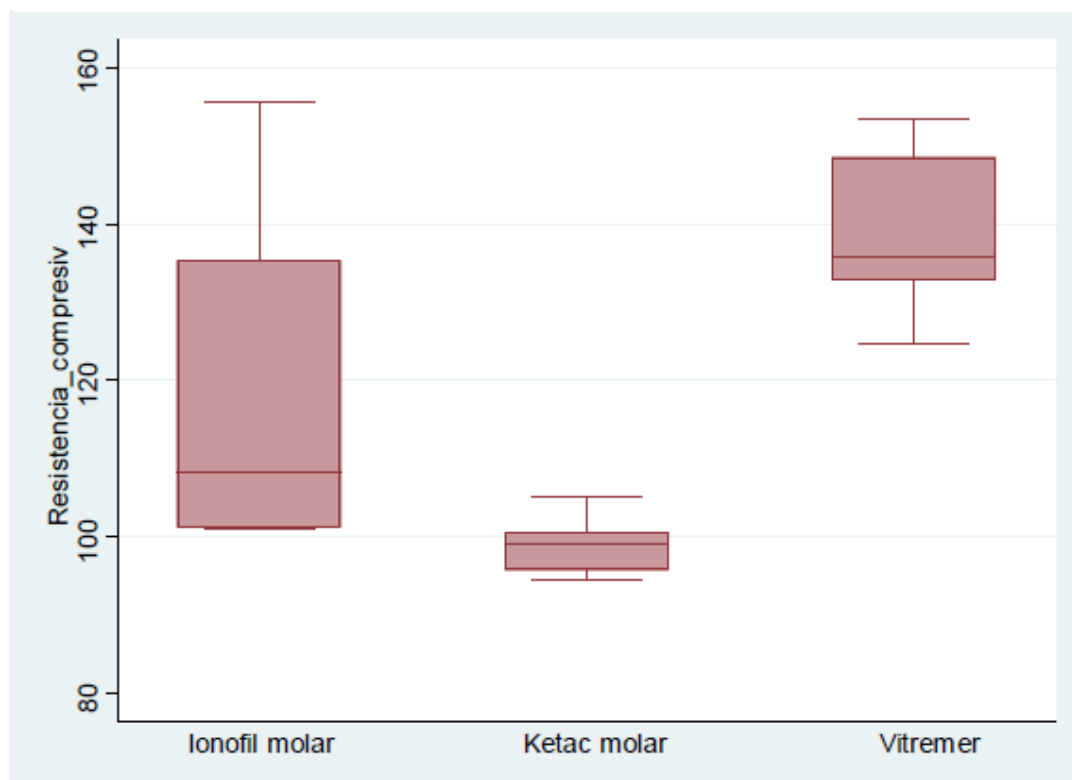


Gráfico 1. Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados sometidos a saliva artificial en 21 días.

Interpretación:

En la tabla 10 y gráfico 1 muestra los valores de media, desviación estándar, mínima, y máxima para la resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados después de 21 días de exposición en saliva artificial. Para Ionofil Molar la media (desviación estándar) fue 118.27 ± 25.73 , Ketac Molar fue 99.04 ± 4.22 y para Vitremer 139.04 ± 11.72 . Se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva después de 21 días de exposición en saliva ($P = 0,006$).

Tabla 11. Comparaciones múltiples con la prueba post hoc de Bonferroni de la Resistencia compresiva de los ionómeros de vidrio estudiados

Col Mean	Ionofil molar	Ketac molar
Ketac molar	-19.22	
	0.269	
Vitremer	20.77	40.00
	0.208	0.005

Interpretación:

En la presente tabla muestra que hay diferencia significativa en la resistencia compresiva después de 21 días de sumergido en saliva en los ionómeros de vidrio estudiados. No se muestra diferencia significativa entre Ionofil Molar y Ketac Molar ($p=0.269$), Ionofil y Vitremer ($p=0.208$), existe diferencia significativa entre Ketac Molar y Vitremer ($p=0.005$).

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Varias investigaciones clínicas han demostrado clínicamente que la variedad de materiales de restauración elimina completamente la caries con un sellado adecuado de la cavidad, lo que garantiza que se detengan las lesiones de caries dentales (55).

Sin embargo, se observaron algunas de las desventajas para lograr estos objetivos; de ahí que los materiales de restauración se manipulen con algunos añadidos en la composición básica para potenciar sus propiedades y conseguir estos objetivos.

El cemento de ionómero de vidrio (CIV) se considera la herramienta más importante en la lucha contra el desarrollo y la prevención de la caries dental. Actúa como un depósito de otros iones, incluido el flúor, en el entorno bucal y una barrera mecánica entre la superficie del diente y las bacterias que protegen la superficie del diente. La propiedad más importante de CIV es que puede proporcionar el sello más prominente en las condiciones clínicas más desafiantes de la cavidad bucal.

La resistencia a la compresión del material está influenciada por el vidrio de relleno y la relación polvo / líquido. Shintome et al (56) observaron que una mayor relación polvo / líquido mostraba una mayor microdureza (57) informaron que la peor propiedad mecánica de los materiales era el resultado de una superficie menos densa, o cantidades más grandes y más altas de vacíos.

Las pruebas de compresión se utilizan en odontología para la simulación de laboratorio de la tensión que puede resultar de las fuerzas aplicadas clínicamente a un material de restauración (58). Las tensiones compresivas contribuyen al fracaso de la fractura a través de fuerzas masticatorias, aunque se desconoce un valor crítico exacto (59). Una especificación británica estableció que el valor mínimo necesario para resistir las fuerzas masticatorias en los dientes posteriores sería de 125 MPa,

mientras que algunos autores creen que este valor debería ser de 100 MPa en la dentición temporal.

Las propiedades físicas de las restauraciones del color de los dientes se ven afectadas por el entorno químico que las rodea. Se ha demostrado que los restauradores directos del color de los dientes lixivian el relleno y otros componentes cuando se almacenan en agua destilada. Se han realizado estudios en un intento por comprender mejor sus propiedades, y la prueba de resistencia a la compresión es el método más comúnmente empleado para evaluar la resistencia de estos materiales (60).

Según la literatura anterior, la resistencia a la compresión de los GIC convencionales y modificados con resina tiene una tendencia a aumentar con la inmersión prolongada en agua (60).

En el presente estudio, la resistencia a la compresión de RMGIC en agua desionizada, ácido láctico y saliva artificial mostró un aumento significativo del día 1 al día 30, y fue significativamente alta en agua desionizada en comparación con la saliva artificial y el ácido láctico. En un estudio de Williams y Billington (61) la resistencia a la compresión de RMGIC aumentó en los primeros 30 días cuando se almacenó en agua destilada, lo cual está en alianza con el presente estudio.

El resultado del estudio indicó que no existe diferencia significativa de la resistencia a la tracción de los tres ionómeros de vidrio estudiados Ionofil Molar, Ketac Molar y Vitremer al exponer en saliva artificial por 21 días $p > 0.05$.

La resistencia a la compresión del Ionofil Molar mejoró al sumergir en saliva por 21 días de 111.68 Mpa a 113.46 Mpa, pero no se encontró diferencia significativa, así como también del Vitremer se incrementó de 131.21 Mpa a 139.04 Mpa. A diferencia del Ketac Molar presentó disminución de la resistencia compresiva de 109.52 Mpa a 99.04 Mpa.

Singer L, et al. La resistencia a la compresión se mejoró mediante la adición de extractos de plantas (hojas de *Salvadora persica*, *Olea europaea*

y Ficus carcia) a concentraciones más Bhatia H, et al. El cemento de ionómero de vidrio reforzado con zirconia presentó mayor resistencia compresiva, es un material dental prometedor y puede usarse como restauración en áreas que soportan estrés debido a su alta resistencia y baja solubilidad y tasa de sorción.

Se encontró una diferencia significativa en la resistencia compresiva después de 21 días de exposición en saliva entre el ketac molar easy mix. y vitremer. $P=0.005$. el ionómero de vidrio ketac molar mostró menor valor medio 99.04 Mpa. Concuerda con lo hallado por Walia, El puntaje de valor medio máximo de resistencia a la compresión se encontró para el Grupo II (Giomer) seguido del Grupo IV (Ceram-x) y III (Zirconómero) y el puntaje de valor medio mínimo se encontró para el Grupo I (Ketac Molar). No concuerda con lo hallado por Mori P. mayor resistencia a la fuerza compresiva mostró el Ketac Molar easymix.

Sujith R, Encontramos el promedio más alto de resistencia a la para el compuesto híbrido seguido de Cention-N y el mínimo para ionómero de vidrio convencional que es estadísticamente significativo ($p < 0.001$) (62).

CONCLUSIONES

1. Existe diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial.
2. La media de la resistencia compresiva del Ionómero Vitremer fue mayor en comparación del ionómero Ionofil Molar y Ketac Molar después de 24 horas de exposición en saliva artificial.
3. La media de la resistencia compresiva del Ionómero Vitremer fue mayor 134.68 Mpa comparación del ionómero Ionofil Molar 110.50 Mpa y Ketac Molar 102.52 Mpa después de 7 días de exposición en saliva artificial.
4. La media de la resistencia compresiva del Ionómero de vidrio Vitremer fue 144.61 Mpa mayor en comparación del Ketac Molar 110.50 Mpa y ionómero Ionofil Molar 100.20 Mpa después de 14 días de exposición en saliva artificial.
5. La media de la resistencia compresiva del Ionómero de vidrio Vitremer fue 139.61 Mpa mayor en comparación del ionómero Ionofil Molar 113.46 Mpa y Ketac molar 99.04 Mpa después de 21 días de exposición en saliva artificial.

RECOMENDACIONES

6. Se requiere más investigación clínica para confirmar nuestros hallazgos, ya que se pueden encontrar pocos estudios en la literatura sobre las propiedades mecánicas del ionómero de vidrio (Ionofil Molar, Ketac Molar y Vitremer).
7. Se recomiendan estudios futuros que determinen todas las propiedades mecánicas de estos materiales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Resistencia a la compresión [Internet]. India: Instron India; 2013. Disponible en:. [Última actualización el 20 de agosto de 2013; citado el 15 de noviembre de 2013].
2. Ketac Molar [prospecto]. Deutschland GmbH: 3M ESPE; 2012.
3. Sidhu SK, Nicholson JW. Una revisión de los cementos de ionómero de vidrio para odontología clínica. *J Funct Biomater* . 2016. Jun; 7 (3): 16. 10.3390 /
4. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Nomenclatura propuesta para cementos dentales de ionómero de vidrio y materiales relacionados. *Quintaesencia Int* . 1994. Sep; 25 (9): 587–9.
5. Terry DA. Odontología estética y restauradora. 2ª ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 2012.
6. Upadhy PN, Kishore G. Cemento de ionómero de vidrio: las diferentes generaciones. *Tendencias Biomater Artif Órganos*. 2005 Jan; 18 (2): 158-165
7. Asharaf S, Karthigeyen S, Deivanai M, Mani R. Zirconia: propiedades y aplicación - una revisión. *Pak Oral Dent J*. Marzo de 2014; 34 (1): 178–184.
8. Saleh LA, Khalil MF. El efecto de diferentes recubrimientos protectores sobre la dureza superficial de los cementos de ionómero de vidrio. *Saudi Dent J*. 1994; 6 (1)
9. Kumar A, Raj A, Singh DK, Donthagani S, Kumar M, Ramesh K. A New Zinc Reinforced Glass Ionomer Cement: A Boon in Dentistry. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021 Jun;13(Suppl 1):S272-S275.
10. Patil K, Patel A, Kunte S, Shah P, Kaur B, Paranna S. Comparative Evaluation of the Mechanical Properties of Zinc-reinforced Glass

Ionomer Cement and Glass Ionomer Type IX Cement: An *In Vitro* Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2020 Jul-Aug;13(4):381-389.

11. Menezes-Silva R, Oliveira BMB, Magalhães APR, Bueno LS, Borges AFS, Baesso ML, Navarro MFL, Nicholson JW, Sidhu SK, Pascotto RC. Correlation between mechanical properties and stabilization time of chemical bonds in glass-ionomer cements. *Braz Oral Res*. 2020 Jun 5;34:e053.
12. Fuhrmann D, Murchison D, Whipple S, Vandewalle K. Properties of New Glass-Ionomer Restorative Systems Marketed for Stress-Bearing Areas. *Oper Dent*. 2020 Jan/Feb;45(1):104-110.
13. Moshaverinia M, Navas A, Jahedmanesh N, Shah KC, Moshaverinia A, Ansari S. Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *J Prosthet Dent*. 2019 Aug;122(2):154-159.
14. Bhatia HP, Singh S, Sood S, Sharma N. A Comparative Evaluation of Sorption, Solubility, and Compressive Strength of Three Different Glass Ionomer Cements in Artificial Saliva: An *in vitro* Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2017 Jan-Mar;10(1):49-54.
15. Mori P. Diferencia en la resistencia a la fuerza de compresión de ionómeros de vidrio convencional (CIV-GIC) USADOS EN EL PERÚ EVALUADAS IN- VITRO. Lima Perú: Universidad Inca Garcilaso de la Vega; 2018.
16. Berg JH, Croll TP. Sistemas de cemento restaurador de ionómero de vidrio: una actualización. *Pediatr Dent* 2015; 37: 116–24.
17. Wilson AD, Kent BE. Un nuevo cemento translúcido para odontología: el cemento de ionómero de vidrio. *Br Dent J* 1972; 132: 133–5.
18. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Las fortalezas comparativas de los cementos comerciales de ionómero de vidrio con y sin adiciones de metal. *Br Dent J* 1992; 172: 279–82.

19. Cho SY, Cheng AC. Una revisión de las restauraciones de ionómero de vidrio en la dentición temporal. *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 491–5.
20. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. La interacción a largo plazo de los cementos dentales con soluciones de ácido láctico. *J Mater Sci Mater Med* 1999; 10: 449–52.
21. Mathis RS, Ferracane JL. Propiedades de un material híbrido compuesto de resina y ionómero de vidrio. *Dent Mater* 1989; 5: 355–8.
22. Wilson AD. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 425–9.
23. Burgess J, Norling B, Summitt J. Materiales de restauración de ionómero de resina: la nueva generación. *J Esthet Dent* 1994; 6: 207–15.
24. Sidhu SK, Watson TF. Materiales de ionómero de vidrio modificados con resina: un informe de estado para el *American Journal of Dentistry*. *Am J Dent* 1995; 8: 59–67.
25. Nagaraja UP, Kishore G. Cemento de ionómero de vidrio: las diferentes generaciones. *Trends Biomater Artif Organs* 2005; 18: 158–65.
26. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Revisión sobre materiales restauradores que liberan flúor: características de liberación y absorción de flúor, actividad antibacteriana e influencia en la formación de caries. *Dent Mater* 2007; 23: 343–62.
27. Tjandrawinata R, Irie M, Suzuki K. Formación de espacios marginales y liberación de fluoruro de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina: efecto de la adición de relleno de sílice esférico silanizado. *Dent Mater J* 2004; 23: 305–13.
28. Hayacibara MF, Ambrozano GM, Cury JA. Liberación simultánea de fluoruro y aluminio de materiales dentales en varios medios de inmersión. *Oper Dent* 2004; 29: 16–22.

29. Yap AU, Tham SY, Zhu LY, Lee HK. Liberación de flúor a corto plazo de varios materiales restauradores estéticos. *Oper Dent* 2002; 27: 259–65.
30. Yli-Urpo H, Vallittu PK, Narhi TO, Forsback AP, Vakiaparta M. Liberación de sílice, calcio, fósforo y fluoruro de cemento de ionómero de vidrio que contiene vidrio bioactivo. *J Biomater Appl* 2004; 19: 5-20.
31. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Revisión sobre materiales restauradores que liberan flúor: características de liberación y absorción de flúor, actividad antibacteriana e influencia en la formación de caries. *Dent Mater* 2007; 23: 343–62.
32. Palmer G, Anstice HM, Pearson GJ. El efecto del régimen de curado sobre la liberación de metacrilato de hidroxietilo (HEMA) de cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. *J Dent* 1999; 27: 303-11.
33. Hamid A, Hume WR. Difusión de monómeros de resina a través de dentina cariada humana in vitro. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13: 1–5.
34. Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variabilidad en la citotoxicidad y liberación de fluoruro de cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. *J Dent Res* 1997; 76: 1502–7.
35. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Nomenclatura propuesta para cementos dentales de ionómero de vidrio y materiales relacionados. *Quintessence Int* 1994; 25: 587–9.
36. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compómeros: entre cementos de ionómero de vidrio y composites. *Biomaterials* 1998; 19: 529–39.
37. Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G. Reacción ácido-base y perfiles de liberación de flúor en restauradores de composite modificados con poliácido fotopolimerizables visibles (compómeros). *Dent Mater* 1998; 14: 57–63.
38. Ruse ND. ¿Qué es un "compómero"? *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 500–4.

39. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Nomenclatura propuesta para cementos dentales de ionómero de vidrio y materiales relacionados. *Quintessence Int* 1994; 25: 587–9.
40. Young AM, Rafeeka SA, Howlett JA. Investigación FTIR de la cinética y los mecanismos de polimerización de monómeros y neutralización de poliácidos en varios materiales de restauración dentales estéticos. *Biomaterials* 2004; 25: 823–33.
41. Nicholson JW, Alsarheed M. Cambios en el almacenamiento de resinas compuestas modificadas con poliácido. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 616-20.
42. Adusei GO, Deb S, Nicholson JW. Un estudio preliminar de resinas compuestas experimentales modificadas con poliácidos ('compómeros') que contienen ácido vinilfosfónico. *Dent Mater* 2005; 21: 491–7.
43. Bayindir YZ, Yildiz M. Propiedades de dureza superficial de cementos de ionómero de vidrio modificados con resina y resinas compuestas modificadas con poliácido. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5: 42–9.
44. Loguercio AD, Reis A, Barbosa AN, Roulet JF. Evaluación clínica aleatoria doble ciego de cinco años de un ionómero de vidrio modificado con resina y una resina modificada con poliácido en lesiones cervicales no cariosas. *J Adhes Dent* 2003; 5: 323–32.
45. Ana ID, Matsuya S, Ohta M, Ishikawa K. Efectos del vidrio bioactivo agregado sobre el fraguado y las propiedades mecánicas del cemento de ionómero de vidrio modificado con resina. *Biomaterials* 2003; 24: 3061–7.
46. Hench LL. La historia de Bioglass. *J Mater Sci Mater Med* 2006; 17: 967– 78.
47. Khoroushi M, Mousavinasab SM, Keshani F, Hashemi S. Efecto del ionómero de vidrio modificado con resina que contiene vidrio bioactivo sobre la resistencia a la flexión y la morfología de la dentina desmineralizada. *Oper Dent* 2013; 38: E1–10.
48. Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK. Resistencia a la compresión y caracterización superficial de cementos de ionómero de

- vidrio modificados por partículas de vidrio bioactivo. *Dent Mater* 2005; 21: 201–9.
49. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Efectos de la incorporación de nanobiocerámicas de hidroxiapatita y fluoroapatita en cementos de ionómero de vidrio convencionales (GIC). *Acta Biomater* 2008; 4: 432–40.
50. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. Una aplicación de la nanotecnología en materiales dentales avanzados. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1382–90.
51. Ramesh N, Moratti SC, Dias GJ. Biocompuestos de polímero de hidroxiapatita para la regeneración ósea: una revisión de las tendencias actuales. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2018; 106: 2046–57.
52. Ketac™ Molar Easymix Material de Obturación de Ionómero de Vidrio. <https://multimedia.3m.com/mws/media/2819230/ketac-molar-easymix-technical-product-profile.PDF>.
53. Saferstein A. Ionómeros de vidrio. Primera Parte. *Revista estomatológica*. 1991;1(Nº2):23-7
54. Muñoz N. Comparación de la resistencia de dos resinas microhíbridas para la restauración dental. 2005;1:27–39.
55. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Propiedades mecánicas y fuerza de unión de cementos de ionómero de vidrio. *J Adhes Dent* 2002; 4: 73-80.
56. Patil K, Patel A, Kunte S, Shah P, Kaur B, Paranna S. Comparative Evaluation of the Mechanical Properties of Zinc-reinforced Glass Ionomer Cement and Glass Ionomer Type IX Cement: An *In Vitro* Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2020 Jul-Aug;13(4):381-389.
57. McKenna JE, Ray NJ, McKenna G, Burke FM. The effect of variability in the powder/liquid ratio on the strength of zinc phosphate cement. *Int J Dent*. 2011;2011:679315.
58. Ivanišević A, Rajić VB, Pilipović A, Par M, Ivanković H, Baraba A. Compressive Strength of Conventional Glass Ionomer Cement

Modified with TiO₂ Nano-Powder and Marine-Derived HAp Micro-Powder. *Materials* (Basel). 2021 Aug 31;14(17):4964.

59. Topbasi B, Lutfi oveçoglu M, Turkmen C. Resistencia a la flexión y caracterización de la superficie de fractura de los cementos de ionómero de vidrio almacenados en agua. *Gestión de abolladuras de salud bucal*. 2003; 2 :18–26.
60. Market Shintome LK, Nagayassu MP, Di Nicolo R, et al. Microdureza de los cementos de ionómero de vidrio indicados para la técnica ART según tratamiento de protección superficial y tiempo de almacenamiento. *Braz Oral Res*. 2009; 23 (4):439–445
61. Luo J, Billington RW, Pearson GJ. Kinetics of fluoride release from glass components of glass ionomers. *J Dent*. 2009 Jul;37(7):495-501.
62. Sujith R, Yadav TG, Pitalia D, Babaji P, Apoorva K, Sharma A. Comparative Evaluation of Mechanical and Microleakage Properties of Cention-N, Composite, and Glass Ionomer Cement Restorative Materials. *J Contemp Dent Pract*. 2020 Jun 1;21(6):691-695.

ANEXOS

UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO FACULTAD CIENCIAS DE LA SALUD P.A. DE ODONTOLOGÍA

MATRIZ DE CONSISTENCIA

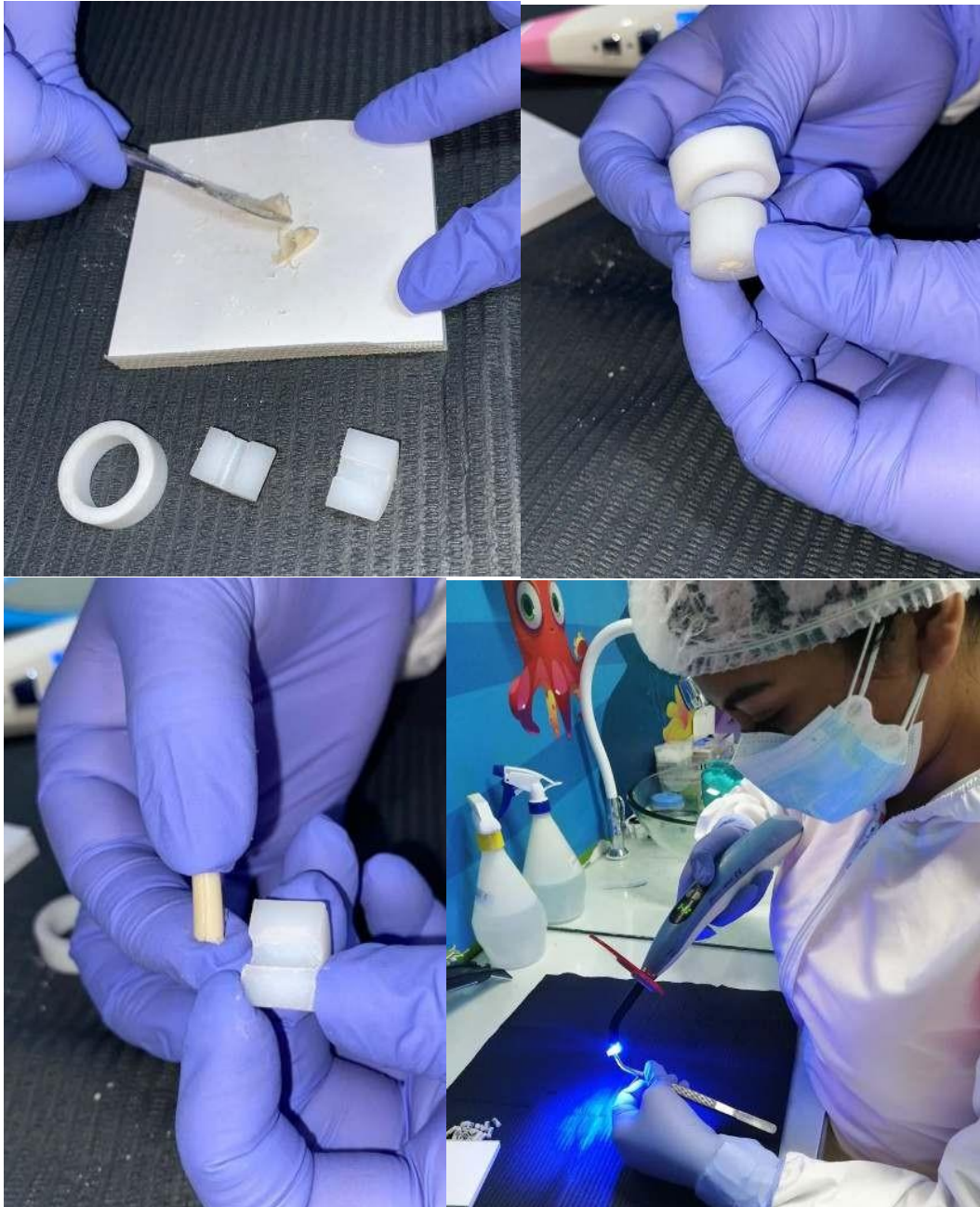
ANEXO 01

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES INDICADORES	METODOLOGÍA	POBLACIÓN MUESTRA	INSTRUMENTO RECOLECCIÓN DE DATOS
General	General	Hipótesis nula	Variable Dependiente	Tipo de investigación		Instrumento documenal
¿Cuál es la diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021?	Evaluar la diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021.	No Existe diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021?	Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer	Aplicada, longitudinal, prospectivo, analítico	El proceso de selección del tamaño de muestra se realizará a través de un muestreo no probabilístico, por conveniencia. Estará conformado por 60 probetas cilíndricas de dimensiones 4 mm de diámetro x 10 mm que cumplan con los criterios de elegibilidad (inclusión y exclusión).	Ficha de observación
Específicos	Específicos	Hipótesis alterna	Variable Independiente	Enfoque		Instrumento mecánico
Pe 01 ¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a las 24 horas de exposición en saliva artificial?	Oe 01 Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a las 24 horas de exposición < en saliva artificial. Oe 02	Existe diferencia en la resistencia a la compresión entre el Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer según tiempo de exposición en saliva artificial, Huánuco 2021.	Resistencia a la compresión .	Cuantitativo Alcance Explicativo Diseño Experimental in vitro		Maquina Universal

<p>Pe 02 ¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 7 días de artificial?</p> <p>Pe 03 ¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 14 días de exposición en saliva artificial?</p> <p>Pe 04 ¿Cuál es la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 21 días de exposición en saliva artificial?</p> <p>Pe 05 Existen diferencia en la resistencia compresiva entre los Ionómeros Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer y tiempo de exposición en saliva artificial?</p>	<p>Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 7 días de exposición en saliva artificial.</p> <p>Oe 03 Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 14 días de exposición en saliva artificial.</p> <p>Oe 04 Cuantificar la resistencia compresiva del Ionómero Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer a los 21 días de exposición en saliva artificial</p> <p>Oe 05 Determinar la diferencia en la resistencia compresiva entre los Ionómeros Ketac molar, Ionofil molar y Vitremer y tiempo de exposición en saliva artificial.</p>		<p>Variable interviniente</p> <p>Tiempo de exposición en saliva</p>			
--	--	--	--	--	--	--

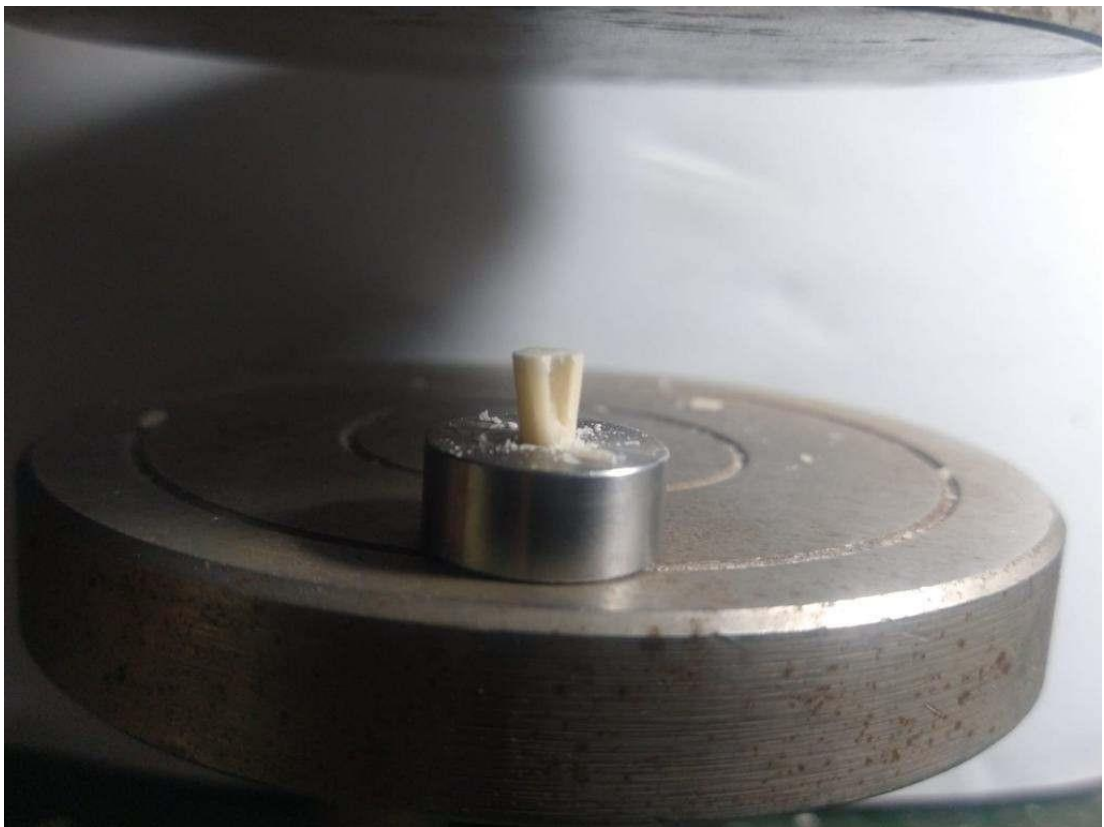
Preparación de los especímenes





Medición de la resistencia compresiva (Mpa)





FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

P.A. DE ODONTOLOGÍA

FICHA DE OBSERVACIÓN

ID	Ketac molar			
	1er día Resistencia compresiva	7 días Resistencia compresiva	14 días Resistencia compresiva	30 días Resistencia compresiva
01				
02				
03				
04				
05				
06				
07				
08				
09				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				

ID	Ionofil molar			
	1er día Resistencia compresiva	7 días Resistencia compresiva	14 días Resistencia compresiva	30 días Resistencia compresiva
01				
02				
03				
04				
05				
06				
07				
08				
09				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				

ID	Vitremer			
	1er día Resistencia compresiva	7 días Resistencia compresiva	14 días Resistencia compresiva	30 días Resistencia compresiva
01				
02				
03				
04				
05				
06				
07				
08				
09				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				