



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES, UNIDAD LEÓN
PROGRAMA DE ESPECIALIZACIONES EN ODONTOLOGÍA

Evaluación de las Propiedades Físico-Mecánicas de un Ionómero de Vidrio Híbrido y un Alcasite

Modalidad de titulación: Tesis

Para obtener el grado de Especialista en Odontología Pediátrica

Presenta: Nayeli Franco Morales

Director: Dr. René Contreras García

Asesores: Esp. Abraham Mendoza Quintanilla

Dr. Rogelio José Scougall Vilchis

León Guanajuato

Enero 2021



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

A Dios y a la Virgen Lupita, por permitirme cumplir este objetivo, dándome las fuerzas para seguir adelante, afrontando las dificultades del camino para no darme por vencida en el intento.

A mis Padres, Roberto y Lucila, quienes son mi mundo, y siempre me han brindado su apoyo en todo este proceso desde lo económico, hasta las palabras de apoyo para seguir adelante, ya que ellos nunca han dudado de mi capacidad y siempre me han brindado su confianza en cada paso que doy; además de las enseñanzas, valores que me han inculcado, me han hecho una persona aferrada a perseguir mis sueños dando toda mi energía, amor y dedicación para cumplirlos.

A mi hermana Lizbeth, mi más grande ejemplo a seguir, ella me ha enseñado que lo que en verdad te haga feliz en esta vida, debes de hacerlo con pasión y responsabilidad; como en su caso, ella es médico intensivista y a pesar de las adversidades económicas y sociales de nuestro país, está poniendo en riesgo su vida al igual que muchas personas del sector salud, para salvar a las personas que se contagiarán de covid-19.

Y por último a Luis Ángel el amor de mi vida por su apoyo y cariño al entender la importancia que tiene la Odontopediatría para mí, ya que es mi razón de ser y a Leonardo Raúl mi bebé quien me ha enseñado a su corta edad que hay que dar batalla y ser cuando se requiera un guerrero para librar las dificultades que se nos presenten en este maravilloso camino llamado Vida.

AGRADECIMIENTO

“La Inteligencia consiste no solo en el conocimiento, sino también en la destreza de aplicar los conocimientos en la práctica” – Aristóteles

En este camino es sumamente importante destacar mi agradecimiento a varias personas que ayudaron a poder cumplir con la culminación de este estudio, el cual su finalidad es aportar conocimiento sobre ambos materiales y que el odontopediatra tenga más información para otorgar tratamientos de calidad a nuestros niños.

Primero gracias a mi ENES León, por abrirme las puertas para cumplir un sueño que venía persiguiendo durante mucho tiempo el ser Odontopediatra, el cual es mi vocación y lo que quiero hacer toda la vida, pero para llegar aquí un gran maestro me abrió los ojos sobre esta maravillosa institución, el Dr. Guillermo Ortiz Villagómez nunca olvidaré mi carta de recomendación que me otorgó y a la Dra. Tatiana D. Mondragón Báez por darme su confianza y la oportunidad de formar parte de la primera generación de Odontopediatría.

Al Dr. Abraham Mendoza Quintanilla quien me apoyó con la primera idea que tuve para realizar este trabajo, así como la consolidación final de éste; por el tiempo, el conocimiento sobre los materiales, propiedades físicas o normas que desconocía en un inicio, ya que fue fundamental tener solidificado un buen protocolo de investigación para acudir con el Dr. René Contreras García a realizar la parte clínica del estudio.

Al Dr. René Contreras García por ser mi tutor para realizar las pruebas de sorción acuosa, solubilidad y degradación de absorbancia en el Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria (LII), Área de Nanoestructuras y Biomateriales, Escuela Nacional de Estudios Superiores (ENES) Unidad León.

Quien me ayudó en todo el proceso que se llevó a cabo en este lugar, ya que nunca había estado en un laboratorio tan completo con todo el equipo necesario para trabajar, y me brindó la confianza para realizar cada una de las pruebas con las

diferentes máquinas, así como la enseñanza de las diferentes estadísticas para las interpretaciones de las pruebas.

Al doctor Rogelio José Scougall Vilchis quien me apoyo, me brindo tiempo, confianza y paciencia para realizar las pruebas de resistencia de flexión y compresión en el Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados en Odontología “Dr. Keisaburo Miyata”, Fac. De Odontología, Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMex)

ÍNDICE

Portada

Dedicatoria.....	1
Agradecimientos.....	2-3
Resumen.....	11
Abstract.....	12
Introducción.....	13

Capítulo 1

I. Marco teórico.....	14
1.1 Odontología Mínimamente Invasiva.....	14
1.1.1 La odontología mínimamente invasiva y la mejora del comportamiento infantil	15
1.1.2 Estrategias para obtención de la mejora en el comportamiento infantil.....	15
1.2 Materiales Bioactivos.....	15
1.2.1 Historia de los Materiales Bioactivos.....	16
1.2.2 Clasificación de los Materiales Bioactivos.....	17
1.3 Generalidades del Ionómero de vidrio.....	18
1.3.1 Antecedentes Históricos del Ionómero de Vidrio.....	18
1.3.2 Composición.....	19
1.3.3 Clasificación de los Ionómeros de Vidrio.....	20
1.3.4 Reacción del Ionómero de Vidrio.....	21
1.3.5 Reacción del Fraguado.....	21-22
1.4 Ionómero de Vidrio de Alta Densidad.....	22
1.4.1 Historia.....	22
1.4.2 Ionómero de Vidrio Híbrido: Equia Forte.....	22
1.4.3 Composición.....	22-23

1.4.4	Unión química del Equia Forte con la estructura dentinaria.....	24
1.4.5	Ventajas e Indicaciones.....	24-25
1.5	Alcasites.....	25
1.5.1	Composición.....	25-26
1.5.2	Reacción química.....	27
1.5.3	Características de los componentes remineralizantes del Cention N.....	27
1.5.3.1	Fluorapatita / fluoruro de calcio.....	27
1.5.3.2	Liberación de iones de Flúor.....	27
1.5.3.3	Iones de hidróxido.....	27-28
1.5.4	Indicaciones.....	28
1.6	Propiedades físicas.....	28
1.6.1	Sorción acuosa.....	28-30
1.6.2	Procesos de adsorción.....	30-31
1.7	Solubilidad.....	31-32
1.7.1	Clasificación de disoluciones.....	32
1.7.2	Factores que influyen en la solubilidad.....	33
1.7.2.1	Factor ión común.....	33
1.7.2.2	Efecto salino.....	33
1.7.2.3	Efecto Ph.....	33
1.8	Resistencia a la flexión.....	34
1.8.1	Pruebas para conocer el riesgo de fractura.....	34-36
1.9	Resistencia a la compresión.....	36-37

Capítulo 2

II.	Problema de Investigación.....	37
2.1	Planteamiento del Problema.....	37
2.2	Pregunta de Investigación.....	38

2.3 Justificación.....	38
2.4 Objetivos de la Investigación.....	39
2.4.1 Objetivo General.....	39
2.4.2 Objetivos Específicos.....	39
2.5 Hipótesis.....	39
2.5.1 Hipótesis Nula.....	39
2.6 Operacionalización de Variables.....	40

Capítulo 3

III. Materiales y Métodos.....	41
3.1 Diseño de Investigación.....	41
3.2 Población y Muestra.....	41
3.2.1 Muestra.....	41
3.2.2 Tipo de Muestreo.....	41
3.2.3 Sistema de selección para formar grupos.....	41
3.2.4 Criterios de selección.....	42
3.3 Procedimientos y Técnica.....	42
3.3.1 Fabricación de los discos.....	42
3.3.1.1 Instrucciones del fabricante para el Ionómero de Vidrio Híbrido.....	42-43
3.3.1.2 Instrucciones del fabricante para el Alcasite.....	44
3.3.1.3 Colocación de los materiales en los moldes de silicona..	44-45
3.3.2 Procedimiento.....	46

3.3.2.1 Pruebas de Sorción Acuosa y Solubilidad por el método de peso	46-49
3.3.2.2 Prueba de solubilidad por el método de liberación del material al medio	49-50
3.3.2.3 Prueba de Resistencia de Flexión y Compresión.....	50-52
3.4 Técnica de recolección de datos.....	52
3.5 Técnica para el procedimiento de la información.....	53

Capítulo 4

IV. Resultados.....	53
4.1 Resultados de Sorción.....	53
4.1.1 Sorción Acuosa Alcasite.....	53-54
4.1.2 Sorción Acuosa del Ionómero de Vidrio Híbrido.....	55
4.2 Resultados de Solubilidad.....	56
4.2.1 Solubilidad Alcasite.....	56
4.2.2 Solubilidad del Ionómero de Vidrio Híbrido.....	57
4.3 Resultados de la prueba de solubilidad por el método de absorbancia en el medio.....	58
4.3.1 Prueba T de student.....	59-60
4.4 Resultados de Resistencia a la Flexión y Compresión.....	60-61
V. Discusión.....	61
5.1 Pruebas de Sorción acuosa y Solubilidad.....	62-65
5.2 Pruebas de solubilidad por el método de absorbancia en el medio.....	65
5.3 Pruebas de resistencia a la flexión y compresión.....	66-67
VI. Resultante de la Hipótesis.....	67
VII. Limitaciones.....	68
VIII. Perspectivas a futuro.....	68
IX. Conclusión.....	69

X.	Relevancia Clínica.....	69
XI.	Referencias Bibliográficas.....	70-75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.....	29
Figura 2.....	30
Figura 3.....	31
Figura 4.....	32
Figura 5.....	35
Figura 6.....	35
Figura 7.....	36
Figura 8.....	43
Figura 9.....	44
Figura 10.....	45
Figura 11.....	47
Figura 12.....	47
Figura 13.....	48
Figura 14.....	50
Figura 15.....	51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla No.1.....	19
Tabla No. 2.....	19
Tabla No. 3.....	20
Tabla No. 4.....	32
Tabla No. 5.....	54
Tabla No. 6.....	55
Tabla No. 7.....	56
Tabla No. 8.....	57
Tabla No. 9.....	58
Tabla No. 10.....	59
Tabla No. 11.....	60

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica No. 1.....	60
Gráfica No. 2.....	61
Gráfica No. 3.....	61

RESUMEN

Introducción: El uso de materiales que mantengan la integridad marginal en Odontopediatría en la actualidad es de suma importancia para garantizar un éxito a largo plazo, el uso de nuevos materiales demanda conocer sus propiedades físico-químicas. **Objetivo:** Comparar las propiedades de resistencia a la flexión, compresión, degradación, solubilidad y sorción acuosa de un ionómero de vidrio híbrido (Equia-forte) y un alcasite (Cention-N). **Materiales y métodos:** Se elaboraron muestras estandarizadas de 15x1mm siguiendo las indicaciones del fabricante. Con base a la norma ISO 4049 se realizaron las pruebas. Las pruebas de resistencia a la flexión y a la compresión se realizaron en una máquina de ensayos universal con un desplazamiento de 1 mm/min con previa inmersión en agua a 37°C por 24 horas. Las pruebas de degradación de absorbancia, sorción acuosa y solubilidad se realizaron a los 7, 15, 30 y 60 días a 37°C evaluando el peso de las muestras y la absorbancia del medio. Los resultados fueron analizados con pruebas de t-student y de wilcoxon. La significancia estadística fue fijada con un valor $p < 0.05$. **Resultados:** El alcasite mostró diferencias estadísticamente significativas mayores respecto ionómero de vidrio en las pruebas de resistencia a la compresión y resistencia a la flexión ($p < 0.01$). Las pruebas de degradación, el alcasite resultó tener más resistencia a la solubilidad a los 30 y 60 días ($p < 0.05$), ya que a los 7 y 15 días no hubo diferencias significativas ($p > 0.05$) entre los grupos. Para las pruebas de sorción y solubilidad ambos materiales no tuvieron diferencia significativa ($p > 0.05$) con respecto a los tiempos de 7, 15, 30 y 60 días. **Conclusión:** Ambos materiales cumplen con lo establecido en la norma ISO 4049, sin embargo, el alcasite (Cention-N) presenta mejores propiedades físico-mecánicas, por lo cual puede ser una elección ideal como material de restauración en la consulta odontopediátrica.

Palabras clave: ionómero de vidrio híbrido, alcasite, caracterización físico-mecánica

ABSTRACT

Introduction: The use of materials that maintain marginal integrity in pediatric dentistry today is of the utmost importance to guarantee a long-term success, the use of new materials demands to know their physical-chemical properties. Objective: To compare the properties of resistance to bending, compression, degradation, solubility and aqueous sorption of a hybrid glass ionomer (Equia-forte) and an alcasite (Cention-N). **Materials and methods:** Standardized 15x1mm samples were made following the manufacturer's instructions. Based on standard 4049 tests were performed. The flexural and compressive strength tests were carried out in a universal testing machine with a displacement of 1 mm / min with previous immersion in water at 37 ° C for 24 hours. Degradation and absorption tests were performed at 7, 15, 30 and 60 days at 37 ° C evaluating the weight of the samples and the absorbance of the medium. The results were analyzed with t-student tests. The statistical significance was set with a value $p < 0.05$. **Results:** The alcasite showed statistically significant differences with respect to glass ionomer in the tests of compressive strength and flexural strength ($p < 0.01$). The degradation tests, the alcasite proved to have more resistance to solubility at 30 and 60 days ($p < 0.05$), since at 7 and 15 days there were no significant differences ($p > 0.05$) between the groups. For the sorption and solubility tests both materials had no significant difference ($p > 0.05$) with respect to the times of 7, 15, 30 and 60 days. **Conclusion:** Both materials comply with those established in standard 4049, however, the Alcasite (Cention-N) has better physical-mechanical properties, so it can be an ideal choice as a restorative material in pediatric dentistry.

Keywords: hybrid glass ionomer, alcasite, physico-mechanical characterization

INTRODUCCIÓN

En la actualidad se tiene conocimiento que la caries dental es un proceso que conlleva una pérdida de minerales de la estructura dental, por ello es importante intervenir lo más pronto posible para evitar un avance perjudicial ¹

Es imprescindible en estos días ser lo más conservador posible al tratar lesiones cariosas siguiendo los principios de la mínima invasión, pero es de suma importancia tener el conocimiento de los materiales que se encuentran en el mercado, como los bioactivos por lo que es indispensable saber sus propiedades físico mecánicas, ya que dentro de sus ventajas permiten una remineralización del tejido dental afectado ya que hay una liberación de iones de flúor, calcio o fosfato además de otorgar una adherencia óptima en las cavidades dentales lo que permite el éxito a largo plazo de las restauraciones dentales ya que se mantiene una integridad marginal del material pues resisten la carga masticatoria ²

Dentro de la gama de materiales bioactivos en este trabajo se investigaron dos de ellos, uno a base de ionómero de vidrio híbrido de alta viscosidad y otro del tipo alcasite, ya que ambos son novedosos y se pueden emplear en el campo de la Odontopediatría para tratamientos de procesos cariosos clase I, II logrando minimizar la remoción de tejido dental así como el tiempo de trabajo, permitiendo obtener una respuesta positiva del paciente pediátrico ya que se disminuye el miedo y ansiedad, pues el procedimiento es más rápido y menos doloroso, pero es necesario conocer las propiedades físico químicas; entre ellas se escogieron la solubilidad, sorción acuosa, degradación de absorbancia, resistencia a la flexión y resistencia a la compresión.

CAPÍTULO 1

1 Marco Teórico

1.1 Odontología Mínimamente Invasiva

Las reglas para la odontología fueron desarrolladas a fines del siglo XIX por el Dr. GVBlack, el padre de la odontología moderna. Con él se estableció el concepto de "extensión por prevención". El acto de hacer una restauración, involucraba la remoción de una gran cantidad de estructura dental, a menudo varias veces más de lo que realmente estaba deteriorado ²

La filosofía de la odontología de mínima invasión integra los conceptos de prevención, remineralización, intervención mínima para la colocación de restauraciones, así como el reemplazo de éstas.

El enfoque mínimamente invasivo en el tratamiento de la caries dental incorpora la ciencia dental de detección, diagnóstico, intercepción y tratamiento de la caries dental a nivel microscópico. Con esto se ha conseguido tener una mayor comprensión del proceso de caries, además del conocimiento de nuevos materiales restauradores adhesivos, biomiméticos. Con la odontología mínimamente invasiva, la caries dental se trata como una afección infecciosa en lugar de un producto final de la misma. Ahora ya no se practica la "extensión para la prevención" radical, sino que se ha cambiado a "constricción con convicción" ²

Las técnicas de restauración mínimamente invasivas presentan ventajas sobre las restauraciones tradicionales. Algunas de ellas son: minimizar la pérdida innecesaria de tejido dental con ello se da un control óptimo del complejo dentina-pulpa y reducir el riesgo de daño iatrogénico a los tejidos duros, así como blandos. Además de obtener una gran resistencia de la estructura dental residual sumando el uso de biomateriales es posible restaurar la función y la estética con restauraciones duraderas ⁴

1.1.1 La odontología mínimamente invasiva y la mejora del comportamiento infantil

El odontopediatra al seguir esta filosofía junto con el uso de biomateriales dentales en etapas avanzadas y con medidas estratégicas del manejo del comportamiento conductual puede mejorar la actitud del paciente hacia la salud bucal, ya que se reducen sensaciones dolorosas, así como el tiempo de trabajo en la consulta, disminuyendo el miedo y la ansiedad del paciente pediátrico.

1.1.2 Estrategias para obtención de la mejora en el comportamiento infantil

El primer paso es crear la capacidad para cambiar el comportamiento a través de la provisión de información y orientación. El segundo paso consiste en aumentar la motivación para el cambio, enfatizando los beneficios del cambio de comportamiento y la susceptibilidad o el riesgo de enfermedad oral de cada paciente. El tercer paso busca poner la motivación en acción mediante la creación de oportunidades para practicar el comportamiento de salud bucal ⁵

1.2 Materiales Bioactivos

Un material bioactivo tiene un comportamiento intermedio entre un material bioabsorbible y un material casi neutro el cual crea un entorno que puede promover una unión adecuada entre los tejidos vivos y el material, es decir, induce una respuesta biológica específica en la interfaz tejido-material ^{6,7}

Los primeros intentos de producir materiales activos, que interactuaran con los tejidos y fluidos del cuerpo humano, fueron motivados por el conocimiento de que los materiales liberadores de fluoruro ejercen efectos útiles en el cuerpo. El concepto de usar los materiales "inteligentes" en odontología ha atraído mucha atención en los últimos años ⁷

La palabra "inteligente" se informó por primera vez en los ionómeros de vidrio convencionales; estos materiales no experimentan grandes cambios dimensionales en un ambiente húmedo en respuesta al calor o al frío y parece que el calentamiento produce solo el movimiento del agua dentro de la estructura del material. Además,

muestran una contracción notable en un ambiente seco a temperaturas superiores a 50 ° C, que es similar al comportamiento de la dentina. El otro aspecto del comportamiento inteligente es la capacidad de liberación y recarga de fluoruro ⁷

Estos materiales bioactivos se caracterizan por brindar una respuesta de remineralización al tejido dental afectado o desmineralizado, el cual tiene el potencial de recuperarse gracias a componentes como iones de flúor, calcio y fosfato, además se reduce el crecimiento de la placa y se ayuda a prevenir la caries dental ⁸

Los compuestos bioactivos tienen partículas bioactivas (de liberación) y de refuerzo (inertes). Los rellenos bioactivos son solubles en agua y permiten la liberación de iones, mientras que los rellenos de refuerzo son estables y contribuyen a las propiedades mecánicas del material ⁶

1.2.1 Historia de los Materiales Bioactivos

En 1969 Larry Henchn descubrió el 45S5 Bioglass un material que está compuesto de óxidos de silicio, sodio, calcio y fósforo con porcentajes en peso específicos, Na₂O, 24,5%; SiO₂, 45%; P₂O₅, 6%; y CaO, 24.5%. Clínicamente, este material se usó inicialmente como un biomaterial para suplir los tejidos óseos perdidos en el cuerpo humano. Induce un fuerte enlace con el hueso a través de la producción de hidroxiapatita y la formación de un fuerte enlace entre el colágeno y la hidroxiapatita además de no ser rechazado por el cuerpo. A partir de este material diversos investigadores usaron diferentes composiciones químicas del Bioglass, desarrollando así nuevos materiales bioactivos como ⁷:

- Vivoxid su fórmula es S53P4 (% en peso de: P₂O₂, 4%; CaO, 20%; Na₂O, 23%; SiO₂, 53%).
- NBG con la fórmula de 45S4 (% en peso de: P₂O₂, 4.9%; SiO₂, 44.7%; Na₂O, 22.8%; CaO, 27.6%)
- Perioglass (Nova Bone) Con la fórmula de 45S5

1.2.2 Clasificación de los Materiales Bioactivos

En 1994 se propuso una nueva clasificación, para los materiales bioactivos en 2 grupos ⁷:

Grupo A

- Los materiales inducen respuestas tanto intracelulares como extracelulares. Son capaces de unirse al hueso, así como a los tejidos blandos. Estos materiales también son osteoconductores. Sus superficies son colonizadas por células madre osteogénicas una vez que se colocan en el cuerpo.

Grupo B

- Los materiales son osteoconductores y solo inducen respuestas extracelulares.

Nueva generación de biomateriales (tercera generación)

- Estos materiales buscan la regeneración de tejidos y que los componentes se encuentren en polvo o solución es inducir la reparación local de tejidos. Además de liberar agentes químicos en forma de iones disueltos o factores de crecimiento, un ejemplo es la proteína morfogénica del hueso, que estimula y activa las células. Las células producen más factores de crecimiento, que inducen la proliferación y regeneración celular.

Un factor importante en los materiales bioactivos es que cuanto más alta es la tasa de solubilidad y más altas son las concentraciones de iones, más efectividad se consigue. Si son bajos, la concentración para inducir la proliferación celular y la diferenciación será insuficiente ⁷

1.3 Generalidades del ionómero de vidrio

1.3.1 Antecedentes Históricos del Ionómero de Vidrio

Durante la década de 1950 un pequeño grupo de dentistas y científicos en Inglaterra reconocieron la escasez en el área de investigación para materiales en uso de odontología restauradora. Lo que deseaban conseguir era desarrollar un material que tuviera propiedades térmicas, mecánicas y ópticas, que pudieran coincidir con los de un diente y a la vez conseguir algún efecto terapéutico ⁹

Smith comenzó una investigación con el ya conocido óxido de zinc y eugenol. El cemento, que ya era notablemente popular por su acción sedante en la pulpa inflamada. Decidió usar ácido polialquenoico como líquido, en lugar de eugenol y encontró que el cemento resultante demostró un nivel de adherencia a la estructura dental y al oro. Sin embargo, sus propiedades físicas eran bajas y no tuvo éxito ⁹

1972-1975 Wilson realizó con su equipo de trabajo ensayos clínicos. Desarrolló el primer ionómero de vidrio, se mejoraron las propiedades agregando al polvo ácido tartárico. Fue comercializado como ASPA II (ácido poliacrílico de silicato de aluminio). La casa comercial de éste ionómero fue Amalgamated Dental como DeTrey ASPA II ⁹

En 1977 el equipo de la empresa GC en Tokio, formado por el Sr. Tezuka, seguido por los Dres. Hirota y Akahane, habían desarrollado una serie de materiales bajo la etiqueta de Fuji. La empresa ESPE de Alemania, bajo la dirección de los Dres. Purrmann y Gasser, desarrolló la línea de materiales Ketac ⁹

En 1988, Purton y Rodda demostraron que el cemento libera no solo iones fluoruro, sino también calcio y fosfato, en la estructura dental. Esto fue confirmado posteriormente por Van Duinen en 1995 ⁹

1.3.2 Composición

Tabla No. 1

Ionómero de vidrio convencional

<i>Polvo</i>	Líquido
<i>Sílice</i>	Ácido poliacrílico
<i>Alúmina</i>	Ácido itacónico
<i>Fluoruros</i>	Ácido tartárico
	Agua

Fuente: Cabrera Villalobos, Y., Álvarez Llanes, M., Gómez Mariño, M., & Casanova Rivero, Y. En busca del cemento adhesivo ideal: los ionómeros de vidrio. Rev. AMC 2010; 14(1), 0-0.

Tabla No. 2

Ionómeros modificados con resinas autopolimerizables

<i>Polvo</i>	Líquido
<i>Sílice</i>	Ácido poliacrílico
<i>Alúmina</i>	Copolímeros carboxílicos
<i>Fluoruros</i>	Monómero hidrófilo soluble
<i>Catalizador</i>	Agua
<i>Activador</i>	Radicales metacrílico-iniciador

Fuente: Cabrera Villalobos, Y., Álvarez Llanes, M., Gómez Mariño, M., & Casanova Rivero, Y. En busca del cemento adhesivo ideal: los ionómeros de vidrio. Rev. AMC 2010; 14(1), 0-0.

Tabla No. 3

Ionómeros modificados con resinas fotopolimerizables

<i>Polvo</i>	Líquido
<i>Sílice</i>	Ácido poliacrílico
<i>Alúmina</i>	Copolímeros carboxílicos
<i>Fluoruros</i>	Monómero hidrófilo soluble
<i>Fotoiniciador</i>	Agua
<i>Líquido</i>	Radicales metacrílico-iniciador

Fuente: Cabrera Villalobos, Y., Álvarez Llanes, M., Gómez Mariño, M., & Casanova Rivero, Y. En busca del cemento adhesivo ideal: los ionómeros de vidrio. Rev. AMC 2010; 14(1), 0-0.

1.3.3 Clasificación de los ionómeros de vidrio

Con base en sus indicaciones clínicas, los ionómeros de vidrio, de acuerdo con Mount (1990), se dividen en ^{11,12}:

- Tipo I para cementado o fijación de restauraciones indirectas (de inserción rígida)
- Tipo II para restauraciones directas
 - II.1 estéticas y
 - II.2 intermedias o reforzadas
- Tipo III para base cavitaria o recubrimiento.

La clasificación más práctica y sencilla ha sido sugerida por Mclean y sus colaboradores (1994), quienes, basándose en su composición y reacción de endurecimiento, propusieron dividirlos en ^{11,12}:

- I. Ionómeros vítreos convencionales o tradicionales, que incluyen dos subgrupos:
 - Ionómeros de alta densidad.
 - Ionómeros remineralizantes.
- II. Ionómeros vítreos modificados con resinas que incluyen también a dos subgrupos:

- Ionómeros vítreos modificados con resinas fotopolimerizables.
- Ionómeros vítreos modificados con resinas autopolimerizables.

1.3.4 Reacción del ionómero de vidrio

Se produce una reacción ácido-base entre el ácido poliacrílico como donante de protones y el vidrio de aluminosilicato como receptor de protones. El ácido destruye la red de vidrio y libera cationes como Al^{3+} , Ca^{2+} , Na^{+} , etc. Estos cationes son atrapados por el polímero de carboxilato y quelados, produciendo finalmente enlaces cruzados en la red de polímero y formando una matriz de polisil dura ¹²

1.3.5 Reacción de fraguado contiene 4 etapas ¹²:

1. Descomposición del polvo: las superficies de las partículas de vidrio son atacadas por el ácido, los cationes metálicos se liberan en la solución y la capa de gel de silicato se forma en la superficie de las partículas.
2. Gelación: Con un aumento en la concentración de cationes, aumenta el valor de pH de la fase acuosa, lo que resulta en una mayor ionización del ácido carboxílico. En un punto específico, la estructura del gel se forma a través de enlaces cruzados iónicos débiles y la formación de enlaces de hidrógeno. El proceso de gelificación se ha descrito de la siguiente manera: Como resultado de un aumento en la ionización, los grupos carboxilato de las cadenas de polímero se cargan, se repelen entre sí, se desenrollan y probablemente adquieren una configuración lineal. La progresión de la reacción de los cationes metálicos con grupos carboxilato da como resultado un aumento de la viscosidad. Parece que la difusión de estos cationes ejerce el efecto principal sobre la reacción de gelificación del cemento.
3. Endurecimiento: La formación de enlaces cruzados en las cadenas de polímeros como resultado de la liberación de cationes metálicos conduce al endurecimiento del cemento. El material final consiste en partículas de vidrio sin reaccionar rodeadas por la matriz polisáltica que contiene enlaces cruzados.

Maduración: la reacción continúa después del fraguado y aumentan las fuerzas de unión (fuerzas intermoleculares). Aunque gran parte de la fuerza se logra después de 24 h, el aumento en los valores de fuerza de unión junto con un aumento en el módulo de Young durante algunos meses continúa como resultado de la difusión de cationes hacia ubicaciones ácidas.

1.4 Ionómero de Vidrio de Alta Densidad

Los ionómeros de vidrio convencionales se dividen en ionómeros de alta viscosidad y baja viscosidad según la proporción de polvo y líquido, así como la cantidad de iones Ca^{+} y Al^{3+} . Dentro de los ionómeros de alta viscosidad se encuentran los híbridos, los cuales se desarrollaron con una tecnología mediante la cual se modificaron los tamaños de las partículas de vidrio ¹³

1.4.1 Historia

En 2007, se desarrolló un nuevo concepto restaurador basado en la tecnología de ionómeros de vidrio convencionales que consiste en 2 componentes el ionómero de vidrio Fuji IX GP Extra y un recubrimiento nanofillizado, de ahí en el 2011 pasó a llamarse Equia Fil. En 2015, se lanzó Equia Forte como un nuevo material basado en tecnología híbrida, que consiste en un ionómero de vidrio convencional altamente viscoso combinado con un material de recubrimiento nanofiliado (Equia Forte Coat)

¹⁴

1.4.2 Ionómero de vidrio híbrido: Equia Forte

El nombre de este material restaurador resulta de las siglas en inglés de Easy, Quick, Unique, Intelligent y Aesthetic. La técnica de obturación EQUIA tiene un doble beneficio, pues combina la utilización del Fuji IX GP Extra y el G-Coat ¹¹

Hay tres generaciones de Fuji IX. El primero, el Fuji IX GP, tiene como principal característica la de poderse colocar como obturación permanente logrando el endurecimiento a los seis minutos. Después se desarrolló el Fuji IX GP FAST, con las mismas características que el anterior pero cuyo endurecimiento es más rápido a los tres minutos 35 segundos. Posteriormente, salió al mercado el Fuji IX GP EXTRA, diferenciándose de los anteriores en que el endurecimiento se presenta a

los dos minutos y medio; además, contiene translucidez y un elevado desprendimiento de flúor, el cual es seis veces mayor por su contenido del 10% al 23% de este elemento. Teniendo la peculiaridad de poseer un alto efecto cariostático debido a la liberación de flúor y su actividad antibacterial existiendo una relación directa del fluoruro presente en el ionómero con la cantidad de flúor que libera ¹¹

Equia Forte es un ionómero de vidrio basado en la técnica de obturación en masa (bulk fill); es un sistema rápido, fácil y sencillo de restauración. Se trata de un ionómero de vidrio de endurecimiento rápido, lo que le da la característica del incremento a la resistencia de la fractura. Este nuevo ionómero de vidrio como material de obturación tiene un manejo y una estética muy similares a los del Fuji IX GP Extra, pero con mejores propiedades físicas, mayor resistencia a la fractura y durabilidad. Es más resistente, ya que la matriz que rodea a los rellenos de vidrio es más fuerte, lo que se logra a través de la introducción de la nueva tecnología de vidrio híbrido ¹¹

1.4.3 Composición

Además de las partículas de vidrio convencionales, presenta partículas ultra finas de reactivos que se dispersan en el ionómero de vidrio de alta densidad. En combinación con un ácido poliacrílico de peso molecular superior, este nuevo ionómero de vidrio híbrido, tiene en su fórmula la capacidad de aumentar la disponibilidad de iones mejorando la formación de la matriz, lo que genera que ésta tenga una estructura mucho más fuerte ^{11,15}

El polvo de Equia consiste en 95% de vidrio de fluoroaluminosilicato de estroncio, incluidas las partículas pequeñas altamente reactivas recién agregadas, y 5% de ácido poliacrílico. El componente líquido consiste en 40% de ácido poliacrílico acuoso. El estroncio es el encargado del aumento de la radiopacidad y no tiene ningún efecto indeseable en la apariencia del cemento. La sustitución del calcio por el estroncio ha mejorado la liberación de fluoruro ya que la sal necesita disociarse y difundirse a través del cemento a granel. Como el calcio es más electropositivo que el estroncio, el CaF_2 es menos soluble que el SrF_2 ¹⁴

El segundo componente es G-COAT PLUS, se trata de un sellador con monómeros adhesivos y nanorrellenos de formulación única, consta de 50% de metacrilato de metilo y 0,09% de alcanforquinona. Sirve para glasear y sellar las restauraciones de resinas, ionómeros, coronas. Al momento de sellar los márgenes y penetrar en el ionómero, reduce el riesgo de sensibilidad postoperatoria, desgaste abrasivo, cambio de color; protegiéndolos del agua y humedad durante el endurecimiento inicial además de ser compatible con diferentes tipos de unidades de fotocurado (halógenas, LED y plasma) ^{11,16}

1.4.4 Unión química del Equia Forte con la estructura dentinaria

La unión que presenta a la dentina es debido a los nanorellenos vítreos que se encuentran en este producto, lo que provoca una precipitación de las sales de fosfato y calcio durante el proceso de intercambio de iones, entre la dentina y el ionómero^{11,12}

El subsecuente intercambio de iones durante el endurecimiento del ionómero de vidrio y las fibras de colágeno parcialmente desmineralizadas, lleva a la formación de una superficie intermedia entre la dentina intacta y el lodillo dentinario acondicionado, creando una capa similar a la capa híbrida de los adhesivos dentinarios^{11,12}

1.4.5 Ventajas e Indicaciones

Equia Forte proporciona las siguientes ventajas:

Posee una alta estética, es un material condensable, no es pegajoso, provee fuerza, hay una integridad en el sellado marginal, no se usa la técnica de incrementos, su endurecimiento es en 2 1/2 minutos y se protege por 30 segundos, es resistente a la microfiltración y decoloración además de otorgar un alto desprendimiento y recarga de flúor ^{11,12}

Dentro de las indicaciones se encuentran:

Restaurar cavidades clase V, I y II sin compromisos de oclusión, reemplazar obturaciones de resina y amalgama, para reconstrucción de dientes muy destruidos,

en pacientes geriátricos, infantiles, así como personas de alto riesgo de caries y con necesidades especiales ^{11,12}

1.5 Alcasites

Los restauradores poliméricos han seguido evolucionando hacia los materiales restauradores directos de elección principalmente debido a sus características estéticas superiores ¹⁷

Cention N es un material restaurador llamado "alcasite". Esta es una nueva categoría de materiales, al igual que el compómero u ormocer, son considerados como un subgrupo de las resinas ⁸

Se utiliza un relleno alcalino; capaz de liberar iones de calcio, hidróxido y fluoruro que neutralizan a los ácidos, es radioopaco, de color A2 se puede emplear para restauraciones directas en una sola intención, ya sea autocurado o usando el modo de fotopolimerización con luz halógena azul con un rango de longitud de onda de 400-500 nm ^{17,8}

1.5.1 Composición

Consta de un polvo y líquido en diferentes envases que se mezclan a mano. Se utiliza una cucharada de polvo por 1 gota de líquido, el mezclado es con una espátula plástica que contiene el propio material. El líquido comprende dimetacrilatos e iniciadores, mientras que el polvo contiene diversos rellenos de vidrio, iniciadores y pigmentos ⁸

Los monómeros junto con iniciadores, catalizadores y otros aditivos, forman la parte reactiva del material restaurador a base de resina. Los monómeros componen la matriz final y generalmente forman del 12 al 40% de la masa del material final de acuerdo a las características deseadas ⁸

El líquido cuenta con el monómero orgánico, en su composición hay cuatro dimetacrilatos diferentes que representan 21.6% en peso del material final mezclado y son el dimetacrilato de uretano (UDMA), tricilodecan-dimetanol dimetacrilato (DCP), dimetacrilato de tetrametil-xilenodiuretano (UDMA aromático alifático) y

Polietilenglicol 400 dimetacrilato (PEG-400 DMA) la combinación de todos se interconecta durante la fase de polimerización dando al final fuertes propiedades mecánicas así como estabilidad a largo plazo ¹⁸

Los monómeros orgánicos tienen características especiales UDMA es el componente principal de esta matriz monomérica, presenta viscosidad y rendimientos moderados, además de propiedades mecánicas importantes, no tiene grupos laterales de hidroxilo, siendo así hidrófobo y con poca absorción de agua. DCP es un monómero de baja viscosidad que permite la mezcla manual de Cention N. UDMA alifático aromático, es un componente hidrófobo de alta viscosidad con propiedades favorables para la rigidez y para disminuir la tendencia a la decoloración, y como último monómero el PEG-400 DMA, es hidrofílico, mejora la capacidad de flujo de Cention N para adaptarse al lodillo dentinario ⁸

Es necesario mencionar que este nuevo material no contiene Bis-GMA, HEMA o TEGDMA. Los rellenos son responsables de impartir a este material restaurativo la resistencia adecuada para resistir el estrés, las tensiones de la cavidad bucal y lograr un rendimiento clínico aceptable ⁸

El relleno se encuentra en el polvo. Los rellenos inorgánicos comprenden un relleno de vidrio de silicato de aluminio con bario otorga resistencia, trifluoruro de iterbio da la radioopacidad, relleno de vidrio de fluorosilicato de aluminio y bario de calcio se encarga de dar fuerza y liberación de iones de flúor, relleno de vidrio de fluorosilicato (alcalino) de calcio permite liberación de iones de flúor, calcio e hidróxido, y un isofiller (tecnología Tetric N-Ceram) actúa como un calmante ante el estrés por contracción reduciendo así la fuerza de contracción, es encontrado también en las resinas Tetric N-Ceram Bulk Fill. Todos los rellenos (excepto el trifluoruro de iterbio) son alterados en la superficie para mejorar la humectabilidad del líquido e incorporación a la matriz polimérica estos rellenos tienen un tamaño de partícula de entre 0.1 μm y 35 μm ^{8, 19}

1.5.2 Reacción química

El Isofiller, es un relleno patentado funcionalizado por silanos, está unido a otras partículas de relleno esto incrementa el enlace entre la matriz de monómero orgánico y la carga inorgánica. Los fotoiniciadores Ivocerin, un derivado de dibenzoil germanio y óxido de acil fosfina, absorben los fotones durante el curado, lo que conduce a la ruptura del enlace químico dentro de los iniciadores, lo que lleva a la formación de dos radicales que reaccionan con los monómeros orgánicos para producir una red de polímero fuerte ¹⁸

1.5.3 Características de los componentes remineralizantes del Cention N

1.5.3.1 *Fluorapatita / fluoruro de calcio*

La remineralización por los fluoruros se ha atribuido a la solubilidad reducida del esmalte debido a la incorporación de iones fluoruro en la red cristalina de esmalte en forma de fluorapatita. En presencia de iones fluoruro, el ion hidróxido (OH-) de la hidroxiapatita puede ser intercambiada por fluoruro (F-), produciendo fluorapatita ⁸

1.5.3.2 *Liberación de iones de flúor*

La liberación de iones depende del valor de pH en la cavidad oral. Cuando el valor de pH es bajo (ácido), debido, por ejemplo, a un biofilm de placa activo, es decir, bacterias cariogénicas altamente activas, Cention N libera una cantidad significativamente mayor de iones que cuando el valor del pH es neutral ⁸

También se sabe que el fluoruro posee propiedades antibacterianas, reduce la actividad cariogénica pues bacterias como el *Streptococcus Mutans* no pueden captar glucosa de manera adecuada por lo que se disminuye el crecimiento y actividad microbiana ⁸

1.5.3.3 *Iones de hidróxido*

Si una sustancia es ácida o alcalina depende de si dona o acepta iones de hidrógeno respectivamente. Cuando un ácido se disuelve en agua, los cationes de hidrógeno superan a los iones hidróxido cargados negativamente. Cuando una base se

disuelve en el agua a la inversa es verdadera, porque la base "absorbe" (neutraliza) los iones de hidrógeno ⁸

El vidrio alcalino de Cention N libera iones de hidróxido, creando condiciones favorables en la que se puede neutralizar el exceso de acidez provocados por la actividad bacteriana cariogénica ⁸

1.1.4 Indicaciones

En restauración de dientes deciduos y para restauraciones permanentes de dientes con cavidades clase I, II o V. No se realiza grabado con ácido fosfórico cuando se utiliza sin adhesivo. En caso de no usarlo la preparación de la cavidad debe ser retentiva como la amalgama, de lo contrario si se usa adhesivo la preparación no debe tener biseles ⁸

1.6 Propiedades Físicas

1.6.1 Sorción Acuosa

Los materiales dentales, una vez expuestos al medio oral, van a sufrir procesos de sorción y solubilidad en mayor o menor grado, que conllevan una degradación de los mismos, que afectará a la calidad y longevidad de las restauraciones.

Los procesos de sorción y solubilidad pueden provocar cambios dimensionales en los materiales, afectando a sus propiedades mecánicas, pueden producir cambios en el color de las restauraciones, empeorando su aspecto estético, o alterar su biocompatibilidad ²⁰

La sorción es una propiedad mecánica, definida como un proceso donde interactúa una fase líquida con una sólida, comprende dos mecanismos: adsorción, y absorción ²⁰

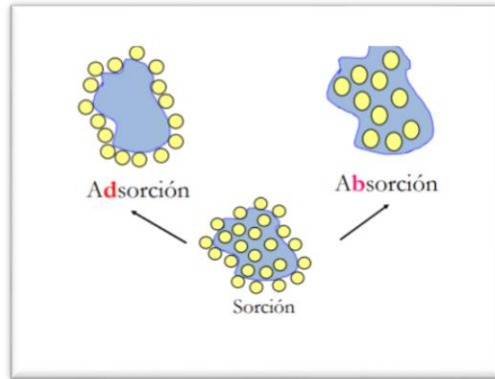


Figura 1. Proceso de Sorción

Fuente: Viades J. Físicoquímica de alimentos. Unidad 3. Fenómenos de superficie. Adsorción (Internet). 2013 Mar 12. (Consultado el 12 de agosto del 2019); (1-17). Disponible en: http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Unidad3.Fenomenossuperficiales.Adsorcion_23226.pdf

Este procedimiento puede suceder en cualquier tipo de interfase (Líquido-Gas, Sólido-Gas, Líquido-Sólido), cabe mencionar que existen diferentes características entre las interfaces por lo que se debe analizar cada caso ²¹

Absorción , se refiere a métodos en los que una sustancia penetra en el interior de sólido ²²

Adsorción, capacidad de todas las sustancias sólidas para atraer a su superficie ya sea externa o interna (como paredes capilares o hendiduras), soluciones con las que entran en contacto ²².

Los sólidos que se usan para adsorber gases o sustancias disueltas se conocen como adsorbentes. Las moléculas adsorbidas generalmente se identifican como: adsorbatos ²¹

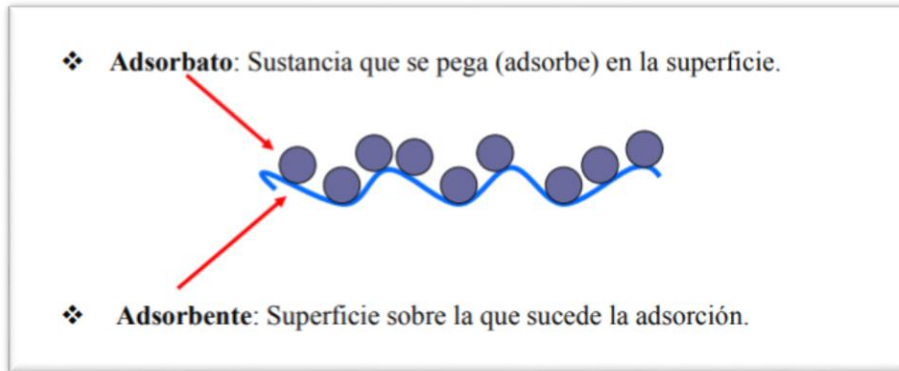


Figura 2. Definición de conceptos

Fuente: Viades J. Físicoquímica de alimentos. Unidad 3. Fenómenos de superficie. Adsorción (Internet). 2013 Mar 12. (Consultado el 12 de agosto del 2019); (1-17). Disponible en: http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Unidad3.Fenomenossuperficiales.Adsorcion_23226.pdf

1.6.2 Procesos de adsorción

La adsorción puede tener un proceso físico o químico.

La adsorción física ocurre por las Fuerzas de Van der Waals, es un procedimiento reversible, no hay una naturaleza específica entre el adsorbente y las moléculas del adsorbato. Como ejemplo: cualquier gas tiende a adsorberse en cualquier sólido si la temperatura es suficientemente baja o la presión del gas es suficientemente alta. Aquí el adsorbato conserva su identidad ^{21,22}

En la adsorción química, hay fuerzas análogas al enlace químico (atracción entre iones opuestos, coordinadas o covalentes), es un proceso irreversible ocurre generalmente a temperaturas más altas y es un procedimiento más lento respecto a la adsorción física. Aquí el adsorbato puede perder su identidad ^{21,22}

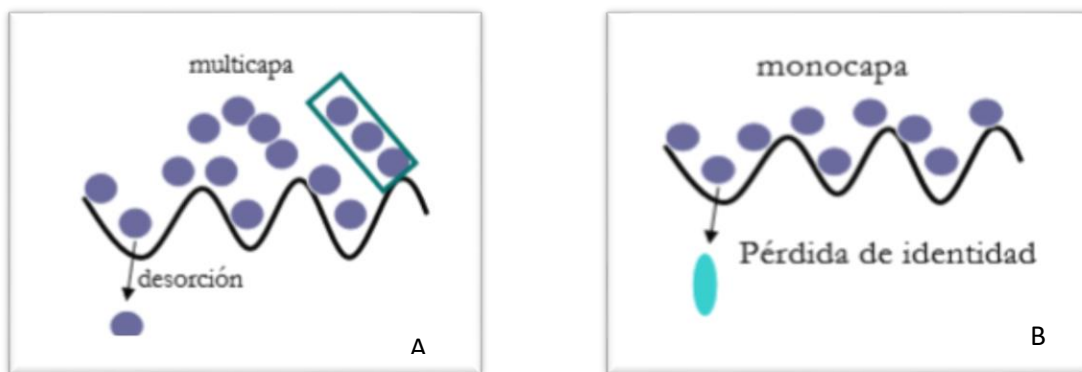


Figura 3. A) Adsorción física. B) Adsorción química

Fuente: Viades J. Físicoquímica de alimentos. Unidad 3. Fenómenos de superficie. Adsorción (Internet). 2013 Mar 12. (Consultado el 12 de agosto del 2019); (1-17). Disponible en: http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Unidad3.Fenomenossuperficiales.Adsorcion_23226.pdf

1.7 Solubilidad

Es el grado en que una sustancia, o soluto (en este caso sal) se disuelve en un disolvente para formar una solución (generalmente expresada en gramos de soluto por litro de disolvente), la solubilidad de los sólidos en los líquidos aumenta con la temperatura. Se dice que una solución en la que no se puede disolver más soluto a una temperatura y presión determinadas está saturada ¹⁶⁻²⁴

En un cuerpo sólido las fuerzas que mantienen a los iones unidos en forma de nudos en una red cristalina, son muy intensas por lo que estos compuestos solo serán solubles en disolventes muy polares tales como el agua, amoniaco líquido, anhídrido sulfuroso, entre otros. El proceso de disolución consiste en que las moléculas polares del disolvente ejercen una fuerte atracción sobre los iones de la red cristalina y se orientan alrededor de los iones de las caras del cristal ²⁴

La atracción ejercida sobre los iones, tiende a sacarlos de sus posiciones en la red y llevarlos a la disolución. Una vez en la disolución, los iones se rodean de una capa de moléculas de disolvente que les impiden volver de nuevo a la red cristalina ²⁴

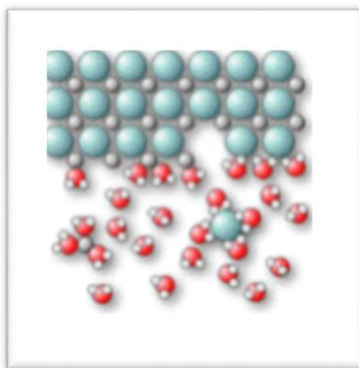


Figura 4. Concepto de solubilidad de un sólido

Fuente: GM Raúl. Tema VII: Solubilidad. (Internet) Selectividad c Granada; 2008. (Consultado el 6 de agosto del 2019). Disponible en: http://selectividad.intergranada.com/Bach/Quimica/Clase/Tema_7-Solubilidad.pdf

TABLA NO. 4

FACTORES QUE DETERMINAN LA SOLUBILIDAD DE UN COMPUESTO

TEMPERATURA	Si T aumenta, S aumenta
VARIACIÓN DE ENTROPIA	S>0= Aumenta la solubilidad S<0= Disminuye la solubilidad
TAMAÑO DE LOS IONES	Grande=Aumenta la solubilidad Pequeño= Disminuye la solubilidad
DENSIDAD DE CARGA	Pequeña= Aumenta la solubilidad Grande= Disminuye la solubilidad
CTE. DIELECTRICA DEL MEDIO	Grande= Sustancias iónicas muy solubles Pequeña= Sustancias iónicas no solubles

Fuente: GM Raúl. Tema VII: Solubilidad. (Internet) Selectividad c Granada; 2008. (Consultado el 6 de agosto del 2019). Disponible en: http://selectividad.intergranada.com/Bach/Quimica/Clase/Tema_7-Solubilidad.pdf

1.7.1 Clasificación de disoluciones

- Diluidas: La proporción de sal respecto a la de disolvente es muy pequeña ²⁴
- Concentradas: La proporción de sal respecto a la de disolvente es alta ²⁴
- Saturadas: La cantidad de sal es máxima. Al añadir más sal, ésta no se disuelve²⁴

1.7.2 Factores que influyen en la solubilidad

Existen factores que pueden influir en la solubilidad de ciertos solutos en disolventes. Algunos de ellos son el factor como ión común, efecto salino y de pH.

1.7.2.1 *Factor como ion común*

Si a una disolución saturada de una sal se añade una disolución de sal soluble con algún ión común a la primera, se originará la precipitación instantánea de la primera. Esto es porque al añadir un ión común, aumenta su concentración y el equilibrio se desplazará hacia la sal sólida sin disolver (Le Chatelier). Este efecto produce una disminución de la solubilidad de la sal saturada ²⁴

Un ejemplo es en una concentración de fluoruro de calcio CaF_2 a la cual se le agrega fluoruro de sodio NaF para disminuir la solubilidad; en este caso, el ion común flúor más el sodio NaF, ayudan a conseguir esta propiedad ¹⁶

1.7.2.2 *Efecto salino*

Cuando a una disolución de sal insoluble se le agrega una disolución de sal soluble, aumenta la solubilidad de la primera debido a las fuerzas de atracción entre iones de signo contrario. La sal añadida no tiene que tener forzosamente iones comunes con la primera sal ²⁴

1.7.2.3 *Efecto del pH*

La solubilidad dependerá si la sustancia es afine a un pH ácido o alcalino para afectar la propiedad. Como ejemplo los dientes están formados principalmente por un mineral conocido como hidroxiapatita, cuya fórmula es $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$. Esta sustancia, es muy poco soluble en agua, pero tiende a disolverse en medio ácido, ya que contiene iones PO_4^{3-} y OH, que son bases de Brönsted con gran afinidad por el H^+ . Aunque el pH normal de la saliva es cercano a la neutralidad, la presencia de azúcares puede ocasionar un aumento en la acidez del medio. Ya que las bacterias presentes en la cavidad oral, fermentan los azúcares, generando sustancias ácidas¹⁶

1.8 Resistencia a la Flexión

La resistencia flexural o módulo de rotura, es la resistencia que ofrece un material a ser fracturado, cuando se aplica una fuerza al centro de éste, apoyando sus extremos en soportes que repartirán equitativamente la fuerza aplicada ²⁵

Cuando es aplicada una carga a una muestra; esta se arquea, la deformación resultante se manifiesta en la disminución de las dimensiones verticales, es decir, deformación por compresión y en el alargamiento de las dimensiones horizontales, conocido como deformación por tracción. En consecuencia, es posible suponer que las tensiones principales que actúan sobre la superficie superior son compresivas, mientras que las que actúan sobre la superficie inferior son traccionales. Es así que cuando un material no logra un equilibrio entre dichas tensiones se ocasiona la fractura ²⁹

1.8.1 Pruebas para conocer el riesgo de fractura

Son el ensayo de flexión en tres puntos, el ensayo de flexión en cuatro puntos y el ensayo de flexión biaxial los cuales se mencionan a continuación.

En el ensayo de flexión en tres puntos, se coloca un cuerpo de ensayo en forma de barra con las dimensiones $\geq 20 \text{ mm} \times 4 \pm 0,25 \text{ mm} \times 1,2 \pm 0,2 \text{ mm}$ con el lado plano sobre dos apoyos, los cuales presentan una distancia entre sí de 12 a 16 mm y un radio de 0,8 mm. Después se carga simétricamente entre dichos apoyos el cuerpo de ensayo con un punzón, el cual posee así mismo un radio de 0,8 mm ²⁷

La zona de estrés en el cuerpo de ensayo no es homogénea, sino que presenta un máximo directamente bajo el punzón, creando un campo de tensión no uniforme y produciendo tensión de compresión donde se aplica la carga en la superficie superior y tensión de tracción en la superficie inferior de la muestra ^{26,27}

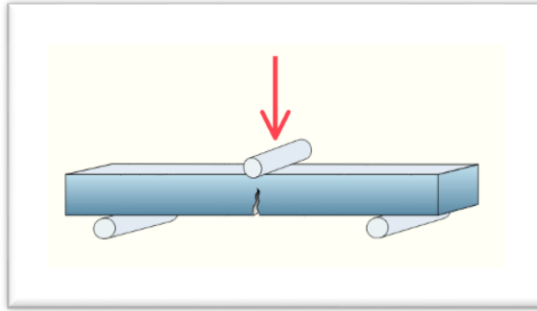


Figura 5. Representación del ensayo de flexión en tres puntos
 Fischer J, Stawarczyk B, & Hämmerle C. Resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio. Quintessence Zahn Tech. 2009; 34(9):1138-1145

En el ensayo de flexión en cuatro puntos, se aplica la carga mediante dos punzones. El cuerpo de ensayo es también en forma de barra, pero las dimensiones cambian, $\geq 25 \text{ mm} \times 2,5 \pm 0,2 \text{ mm} \times 2 \pm 0,2 \text{ mm}$. Los radios tanto de apoyos y de punzones son de 2,5 mm. Los apoyos están dispuestos en paralelo a una distancia de 20 mm entre sí, mientras que los punzones se hallan a una distancia de 10 mm y están simétricos a los apoyos. Aquí la zona de estrés es homogénea entre ambos punzones ²⁷

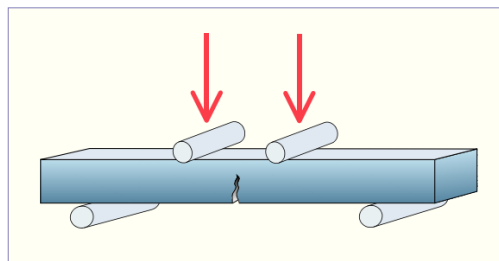


Figura 6. Representación del ensayo de flexión en cuatro puntos
 Fischer J, Stawarczyk B, & Hämmerle C. Resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio. Quintessence Zahn Tech. 2009; 34(9):1138-1145

En el ensayo de flexión biaxial se realiza un disco con un diámetro de 16 mm. Después se talla dicho disco hasta un grosor de $1,2 \pm 0,2 \text{ mm}$ y se coloca sobre tres esferas con un diámetro de 3,2 mm, las cuales están dispuestas en un círculo con un radio de 5 mm y un ángulo de 120° entre sí. Se carga simétricamente el cuerpo de ensayo en el centro con un punzón cilíndrico con un diámetro de 1,2 a 1,6 mm. En este caso, durante la carga vuelve a registrarse un pico de tensión directamente

bajo el punzón. Dado que la carga se aplica en el centro, en este diseño de ensayo están prácticamente excluidos los efectos de borde, es decir, fallos en la zona de los bordes que conducen a un crecimiento rápido de las fisuras y como resultado un fallo prematuro del cuerpo de ensayo ²⁷

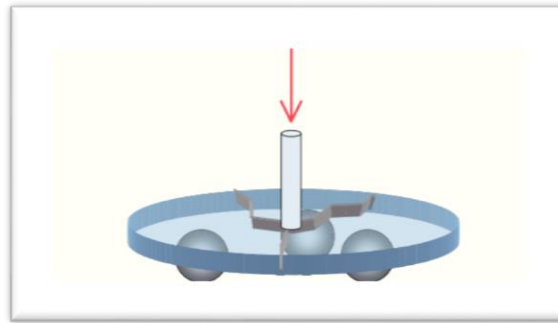


Figura 7. Representación del ensayo de flexión biaxial
Fischer J, Stawarczyk B, & Hämmerle C. Resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio. Quintessence Zahn Tech. 2009; 34(9):1138-1145

Cualquier material dental que se use en áreas de alta tensión debe cumplir con valores de resistencia a la flexión de más de 80 MPa, que se han estipulado en el estándar 4049 de la Organización de Normas Internacionales para materiales de restauración a base de resina ¹⁸

1.9 Resistencia a la compresión

Una fuerza que actúa sobre un cuerpo ocasiona dentro de él una reacción opuesta que se denomina tensión. Se puede medir la tensión como el resultado de dividir la fuerza aplicada sobre un área de superficie por la dimensión de la superficie. Si las fuerzas tienden a comprimir o disminuir el tamaño de un cuerpo, el resultado se denomina fuerza de compresión²⁸

La resistencia de compresión es el esfuerzo máximo que presenta un material a la compresión sin romperse. La pieza de prueba, generalmente es en forma de cubo, prisma o cilindro, se comprime entre los platos de una máquina de prueba de compresión mediante una carga aplicada gradualmente ²⁹

La resistencia a la compresión de los materiales que no se rompen en la compresión se define como la cantidad de esfuerzo necesario para deformar el material una cantidad arbitraria ²⁹

CAPÍTULO II

1. Problema de investigación

2.1 Planteamiento del problema

La caries dental es una enfermedad que sigue siendo un gran problema de salud pública en la población infantil, involucra el estado de salud general pues además de los diversos problemas orales que se pueden apreciar, también en situaciones severas se puede presentar desnutrición, obesidad, diabetes, dificultades del lenguaje y emocionales que afectan la calidad de vida de un niño

Los materiales de restauración llevan a veces una secuencia de varios pasos para lograr su colocación en las cavidades dentales, el tiempo de fraguado puede ser largo, en ocasiones no se puede obtener una remineralización del tejido afectado y sumando la dificultad del control adecuado de fluidos, se puede ver reducido el éxito a largo plazo de la restauración dental; lo cual puede ser un factor negativo en la atención del paciente pediátrico ya que se sometería a citas subsecuentes de retratamiento dental modificando su comportamiento en la consulta dental.

Los ionómeros de vidrio son considerados como de los primeros materiales bioactivos a lo largo de la historia, tienen buenas propiedades físicas y mecánicas, sin embargo, por su sensibilidad hídrica inmediata al contacto con agua, se pueden ver afectadas las propiedades, por lo que se han buscado alternativas para conseguir reforzarles y minimizar sus desventajas.

En la actualidad se han intentado descubrir otras alternativas en materiales bioactivos como los alcasites, los cuales tienen la resistencia similar a la de una amalgama y la capacidad de remineralizar la estructura dental afectada como un ionómero de vidrio.

2.2 Pregunta de investigación

¿Existe diferencia entre las propiedades físicas y mecánicas: sorción acuosa, solubilidad, resistencia a la flexión y a la compresión de acuerdo a una secuencia de tiempo entre el Ionómero de vidrio híbrido y un alcasite?

2.3 Justificación

En la actualidad ante la presencia de lesiones cariosas incipientes y complejas en pacientes pediátricos se emplea la filosofía de la Odontología de mínima invasión, para el tratamiento de las lesiones cariosas complejas se emplean métodos de mínima invasión para eliminar el tejido dental infectado y así lograr la remineralización del tejido dental afectado con el uso de materiales bioactivos, ya que liberan iones de calcio, fosfato y flúor permitiendo este proceso, además poseen buenas propiedades físicas y mecánicas que los hacen óptimos para la rehabilitación dental.

El conocimiento de las propiedades de los materiales bioactivos es indispensable para garantizar mejores restauraciones en los dientes primarios, ya que serán más duraderas, sin recidivas de caries dental pues habrá una adecuada integridad marginal, así como remineralización de zonas afectadas, lo cual conllevará a conservar los órganos dentarios hasta su periodo de exfoliación, permitiendo a los niños tener un adecuado estado de salud dental, además de la mejoría que se da en su salud general ya que pueden realizar sus actividades diarias adecuadamente como dormir y comer, por lo que recibe los nutrientes indispensables para su crecimiento y desarrollo.

No se cuenta con gran información sobre las propiedades de sorción acuosa, solubilidad, resistencia a la flexión y resistencia a la compresión del Ionómero de vidrio híbrido Equia forte y el Alcasite Cention N. De ahí surgió la curiosidad sobre el conocimiento de estos materiales bioactivos ya que pueden ser alternativas de tratamiento para lesiones cariosas complejas en los órganos dentarios primarios, y

así con esta información el clínico pueda decidir el material de restauración que mejor cumpla con sus expectativas.

2.4 Objetivo general

Analizar las diferencias entre la sorción acuosa, solubilidad, degradación de absorbancia, resistencia a la flexión, resistencia a la compresión en una secuencia de tiempo del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite.

2.4.1 Objetivos específicos

- ✚ Identificar la sorción acuosa del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite a los 7, 15, 30 y 60 días.
- ✚ Analizar la solubilidad del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite a los 7, 15, 30 y 60 días.
- ✚ Identificar la degradación de absorbancia del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite a los 7, 15, 30 y 60 días.
- ✚ Establecer la resistencia a la flexión del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite.
- ✚ Especificar la resistencia a la compresión del ionómero de vidrio híbrido y un alcasite.

2.5 Hipótesis General

La sorción acuosa, solubilidad, degradación de absorbancia, resistencia a la flexión y resistencia a la compresión del alcasite es mayor que el Ionómero de vidrio híbrido.

2.5.1 Hipótesis Nula

H₀: La sorción acuosa, solubilidad, degradación de absorbancia, resistencia a la flexión y resistencia a la compresión del alcasite es menor que el Ionómero de Vidrio Híbrido.

2.6 Operacionalización de Variables

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	CONCEPTUALIZACIÓN	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA
VARIABLES INDEPENDIENTES					
Material Restaurador	Cualitativa	Materiales de restauración, cementación y como base ya que tienen como ventaja la unión química y la liberación de fluoruro	Ionómero de Vidrio Híbrido	Nombre comercial, marca, composición	Nominal
		Material de relleno básico del color del diente para restauraciones directas. Combinando la colocación en una sola intención, la liberación de iones de flúor, calcio	Alcasite	Nombre comercial, marca, composición	Nominal
Tiempo	Cuantitativa	Magnitud física con la que se mide la duración de un evento		Días	Intervalo
VARIABLES DEPENDIENTES					
Sorción Acuosa	Cuantitativa	Ganancia de masa sobre el volumen de las muestras sumergidas en agua destilada a 37°C		Microgramos de ganancia de masa	Razón
Solubilidad	Cuantitativa	Pérdida de masa sobre el volumen de las muestras sumergidas en agua destilada a 37°C.	La degradación en el medio se realizó por medio de abosorbancia con ayuda del espectrofotómetro de uv visible a 390 nm.	Microgramos de pérdida de masa	Razón
Resistencia a la flexión	Cuantitativa	Es la capacidad de un material para resistir fracturas		Megapascales	Razón
Resistencia a la compresión	Cuantitativa	Es el esfuerzo máximo que presenta un material a la compresión sin romperse		Megapascales	Razón

CAPÍTULO III

2. Materiales y métodos

3.1 Diseño de investigación

El siguiente estudio es de tipo experimental puro, descriptivo y prospectivo.

3.2 Población y Muestra

3.2.1 Muestra

El estudio se realizó con 20 discos, de Ionómero de Vidrio Híbrido (n = 10) y Alcasite (n =10), para sorción acuosa y solubilidad.

En las pruebas de resistencia a la flexión se emplearon 16 discos, de Ionómero de Vidrio Híbrido (n=8) y Alcasite (n=8).

En las pruebas de resistencia a la compresión se emplearon 18 discos, de Ionómero de Vidrio Híbrido (n=9) y Alcasite (n=9).

3.2.2 Tipo de Muestreo

El tamaño de la muestra se determinó por el tipo de muestreo no probabilístico y por conveniencia, determinando la cantidad de discos necesarios para el estudio en las investigaciones revisadas; y tomando la norma internacional estandarizada ISO 4049 como un indicador para el tamaño de la muestra.

3.2.3 Sistema de selección para formar los grupos

Se establecieron dos grupos, uno por cada material, cada grupo constituido por 8 discos en el estudio de resistencia a la flexión; 9 discos para resistencia a la compresión y 10 discos para la sorción acuosa y solubilidad estos 3 últimos se dividieron en cuatro subgrupos (7, 15, 30 y 60 días), todos se seleccionaron de forma aleatoria.

3.2.4 Criterios de selección

Criterios de inclusión: Muestras medidas con vernier que cumplieran con el tamaño indicado por la Norma ISO 4049 $15,0 \pm 0,1$ mm de diámetro y $1,0 \pm 0,1$ mm de profundidad.

Criterios de exclusión: Muestras que estuvieran quebradas o incompletas.
Muestras que tuvieran una superficie irregular

3.3 Procedimientos y Técnica

3.3.1 Fabricación de los discos

De acuerdo a las indicaciones para la preparación de discos de la ISO 4049, se realizó un molde de silicona (polivinil siloxano de adición), con las medidas estandarizadas de $15,0 \pm 0,1$ mm de diámetro y $1,0 \pm 0,1$ mm de profundidad para las pruebas de sorción y solubilidad²⁸ El siguiente paso fue preparar cada material de acuerdo a las instrucciones del fabricante como lo recomienda la ISO 4049.

Para las pruebas de flexión la norma ISO 4049 recomienda las siguientes medidas (25 ± 2) mm x ($2 \pm 0,1$) mm x ($2 \pm 0,1$) mm y para las pruebas de compresión se utilizaron las mismas dimensiones que en las pruebas anteriores.

3.3.1.1 *Instrucciones del fabricante para el Ionómero de Vidrio Híbrido*

Agitar la cápsula o golpearla sobre una superficie dura para desapelmazar el polvo. Para activar la cápsula, empujar el émbolo hasta que alcance el nivel del cuerpo principal. Colocar inmediatamente la cápsula en la pistola aplicadora de cápsulas GC y hacer 1 click con la palanca. Hasta este momento la cápsula está activada.

Para finalizar, retirar la cápsula de la pistola aplicadora y colocarla en el mezclador (o amalgamador) y mezclar durante 10 segundos²⁹

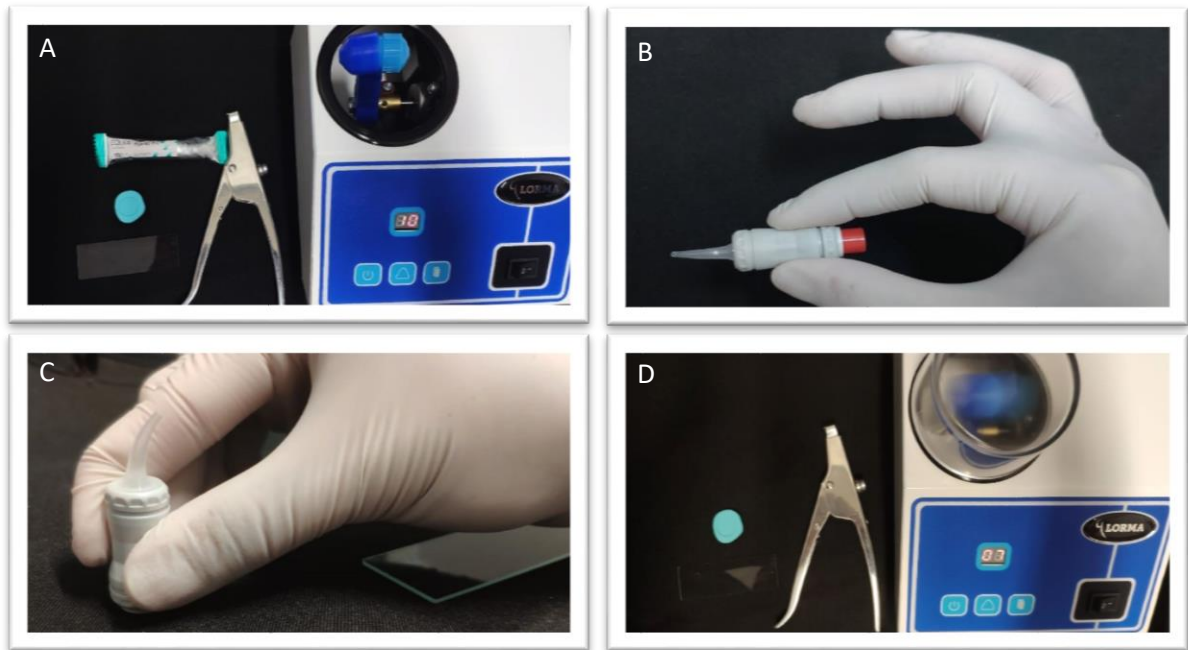


Figura 8. Manipulación del Ionómero de vidrio híbrido

A) Material para utilizar Ionómero de Vidrio Híbrido: Amalgamador Lorma, Pistola aplicadora de cápsulas GC, Cápsula de Equia Forte, Muestra de silicón, Portaobjetos. B) Agitación de cápsula. C) Empuje de émbolo. D) Agitación de cápsula 10 segundos en amalgamador Lorma *fuentes propia*

3.3.1.2 Instrucciones del fabricante para el Alcasite

Mezclar polvo y líquido en una loseta, sostener la botella con el líquido perpendicularmente y presionar el bote para extraer una gota, teniendo cuidado de que la gota fluya sola sobre la loseta para evitar la inclusión de burbujas de aire. Aplicar el polvo con la cuchara medidora, separar el polvo en dos partes iguales usando de preferencia la espátula de plástico que incluye el material y mezclar primero una porción del polvo al líquido, después las siguientes porciones hasta que quede una mezcla homogénea consistente (45-60 s)³⁰ Para cubrir la cantidad de material necesaria en el molde de silicón se emplearon 3 medidas de polvo con 3 gotas de líquido.

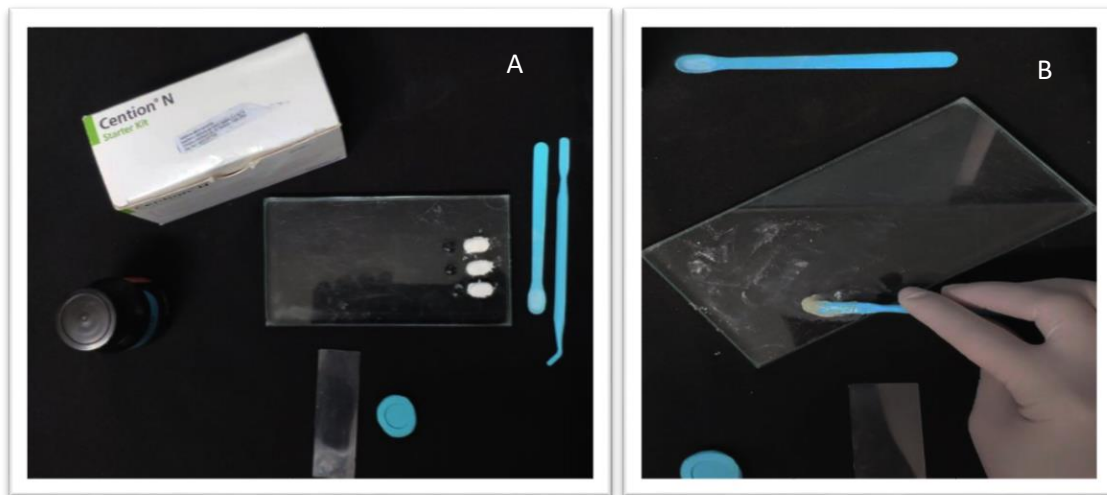


Figura 9. Manipulación del Alcasite

A) Material para utilizar Alcasite: Loseta de vidrio, Espátula de plástico, 3 Porciones de polvo y 3 gotas de líquido, Muestra de silicón, portaobjetos. B) Mezclado del material ^{fuente propia}

3.3.1.3 Colocación de los materiales en los moldes de silicona

Tras realizar el paso anterior se colocó en el molde de silicón el contenido de los materiales hasta cubrirlo todo, con el Ionómero de Vidrio Híbrido se usó la pistola aplicadora de cápsulas GC y con la espátula de plástico fue colocado el Alcasite, después se colocó encima un portaobjetos para conseguir que el material se difundiera por todo el molde y se consiguiera una superficie plana, se esperó el tiempo de fraguado indicado por el fabricante.

- Para el Ionómero de Vidrio Híbrido el tiempo de fraguado es: 2 minutos y 30 segundos desde el inicio de la mezcla²⁹
- Para el Alcasite el tiempo de fraguado es: 5 minutos desde el inicio de la mezcla³⁰

Se retiraron los discos de los portaobjetos se pulieron irregularidades con un fresón de pera y se pulieron con lija de agua grano medio.

Para finalizar se calculó el área del disco en milímetros cuadrados mm^2 , y luego el volumen (V) en milímetros cúbicos mm^3

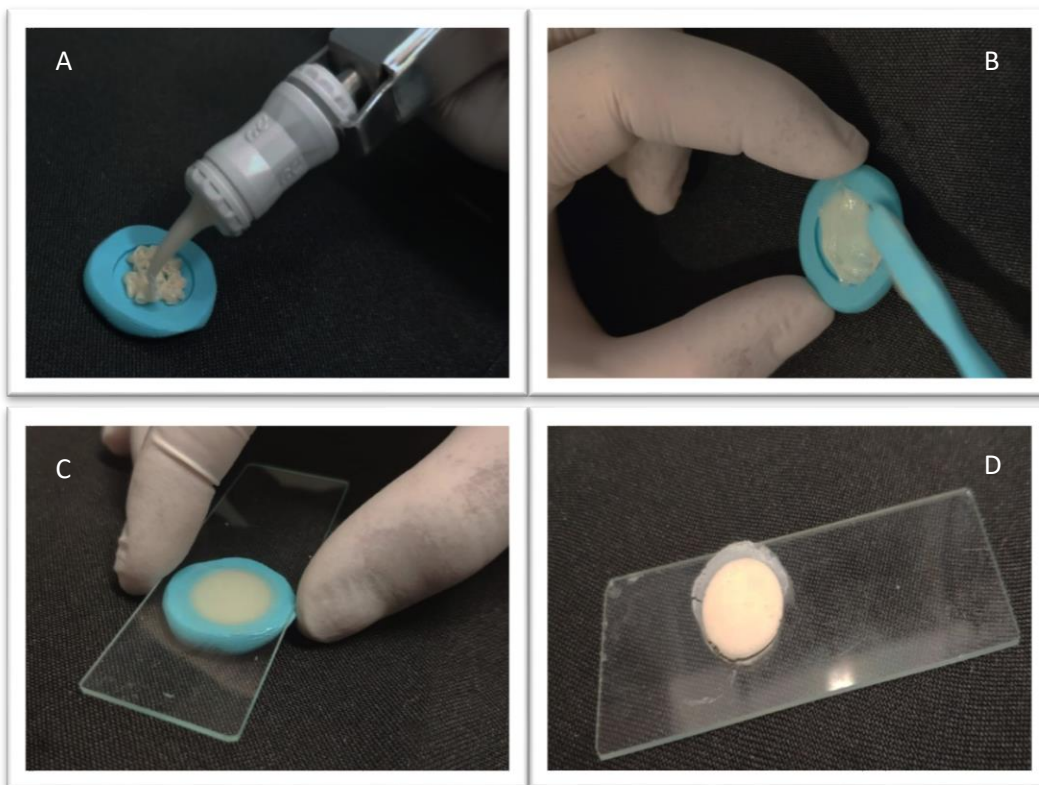


Figura 10. Fabricación de discos

A) Colocación del Ionómero de Vidrio Híbrido en el modelo de silicón, B) Colocación del Alcasite en modelo de silicón, C) Portaobjetos sobre el material, D) Disco final ^{fuente propia}

3.3.2 Procedimiento

La preparación de los discos para las pruebas de sorción acuosa y solubilidad se llevaron a cabo en el Laboratorio de Investigación Interdisciplinaria (LII), Área de Nanoestructuras y Biomateriales, Escuela Nacional de Estudios Superiores (ENES) Unidad León.

Los ensayos de resistencia a la flexión y compresión se realizaron en el Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados en Odontología “Dr. Keisaburo Miyata”, Fac. De Odontología, Universidad Autónoma del Estado de México (UAEMex)

Se contó para todas las pruebas con el apoyo de un docente del mismo laboratorio, quién supervisó las medidas en longitud, características físicas y las mediciones de los discos en la balanza analítica Denver Instrument, utilización del programa Skanit Re Multiscan 6032, así como la máquina universal de tres puntos para disminuir el riesgo de error, Shimadzu, Japan.

3.3.2.1 *Pruebas de Sorción Acuosa y Solubilidad por el método de peso*

El día 29 de abril del 2019 se realizó el primer pesaje en la balanza analítica Denver Instrument de los discos de ambos materiales, para establecer el peso inicial de cada disco se realizaron 3 mediciones, y por medio de un promedio identificar una medida inicial conocida como M1. Después se repartieron los 10 discos de cada material en 2 recipientes: frascos rotulados con 5 discos y en cajas con 5 divisiones la otra mitad, se colocó en cada recipiente 10ml de agua destilada usando una

pipeta calibrada tipo Gilson (100-1000ml) y se guardaron en una incubadora Labnet a 37°C por 2 meses.

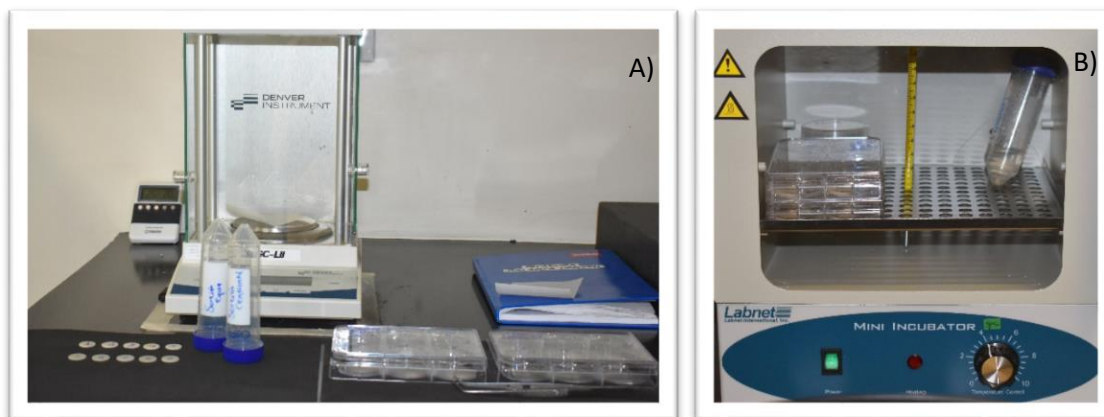


Figura 11. A) Báscula Analítica Denver, muestras para pruebas de sorción acuosa y solubilidad B) Incubadora Labnet *fuente propia*

Para establecer la medida M2 se sacaron los discos de la incubadora a los 7 días usando unas pinzas de curación, se lavaron con agua destilada, se secaron con sanitas de papel hasta que no se observó humedad en el papel, y después se realizó el pesaje de cada uno haciendo tres mediciones para establecer un promedio. Este paso se ejecutó de la misma manera durante los siguientes tiempos 15 días, 30 días y 60 días.



Figura 12. A) Preparación de los discos para establecer la medida M2 *fuente propia*

Se colocó en un vaso de precipitados la mitad de sílice en gel, después se introdujo en una incubadora Memmert a 130° por 5 horas, al pasar el tiempo se colocó el gel en cada uno de los 20 espacios para discos que contenía la caja de almacenamiento, cada disco fue recubierto en su totalidad, al final se dejó reposar la caja en la incubadora a 37°C por 22 horas. Transcurrido ese tiempo se sacaron los discos de la estufa y fueron pesados 3 veces para establecer un promedio, esta medida es conocida como M3.

El gel de sílice desecado fue almacenado en un recipiente sellado en un área protegida del sol, así como humedad y fue reutilizado para cada episodio de tiempo a los 7, 15, 30 y 60 días tal cual menciona la norma ISO 4049.

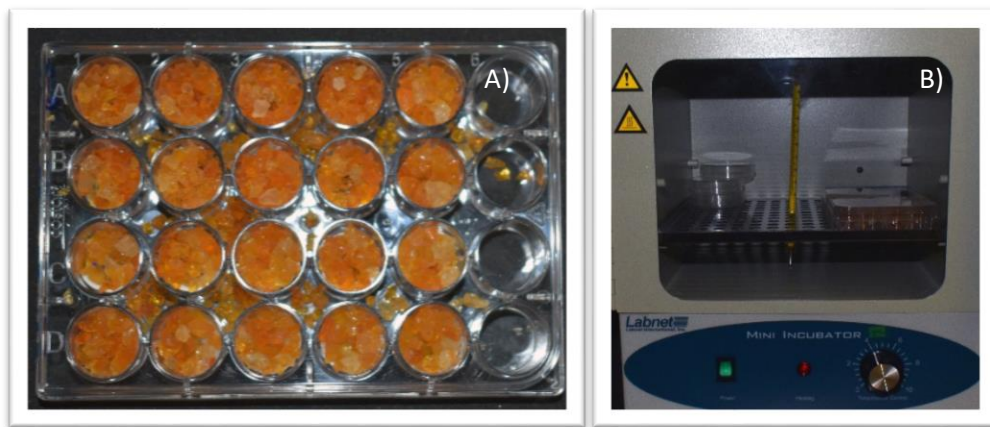


Figura 13. A) Preparación de los discos para establecer la medida M3 B) Muestras en la incubadora fuente propia

Volumen

Los discos tenían las especificaciones dadas por la ISO 4049, por lo que el valor del volumen, se registró con la siguiente fórmula:

$$V = \pi * r^{2*} h \text{ (el resultado debe ser en mm}^3\text{)}$$

El resultado del volumen fue el mismo en todos los discos ya que tenían las mismas dimensiones.

Prueba de Sorción Acuosa

Se calculó la sorción de agua en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), utilizando la siguiente ecuación:

$$W_{sp} = (m_2 - m_3) / V \text{ (}\mu\text{g}/\text{mm}^3\text{)}$$

Prueba de Solubilidad

Usando el método de pérdida de peso, en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), se empleó la siguiente ecuación:

$$W_{sl} = (m_1 - m_3) / V \text{ (}\mu\text{g}/\text{mm}^3\text{)}$$

3.3.2.3 Prueba de solubilidad por el método de liberación del material al medio

Para este ensayo el día 29 de abril del 2019 las muestras de solubilidad fueron colocadas en la máquina centrífuga Lanet a 200rpm a 37°C por un día. Esto fue realizado únicamente para obtener la medida inicial de las 24 horas.

El día 30 de abril del 2019 se retiraron las cajas de la máquina centrífuga, de cada compartimiento de las cajas se extrajeron con una pipeta graduada Gilson (20-200µl) 50 µl del material soluble en cada unidad. El contenido fue colocado en un recipiente con pocillos, del 1-5 se rotuló para Ionómero de Vidrio Híbrido y del 6-10 para Alcasite. Se colocaron los pocillos en el programa Skanit Re Multiscan 6032, a 250 de longitud de onda, posteriormente después de la lectura se obtuvieron los datos en una hoja de Excel, este paso se realizó de la misma forma para los 7, 15, 30 y 60 días.

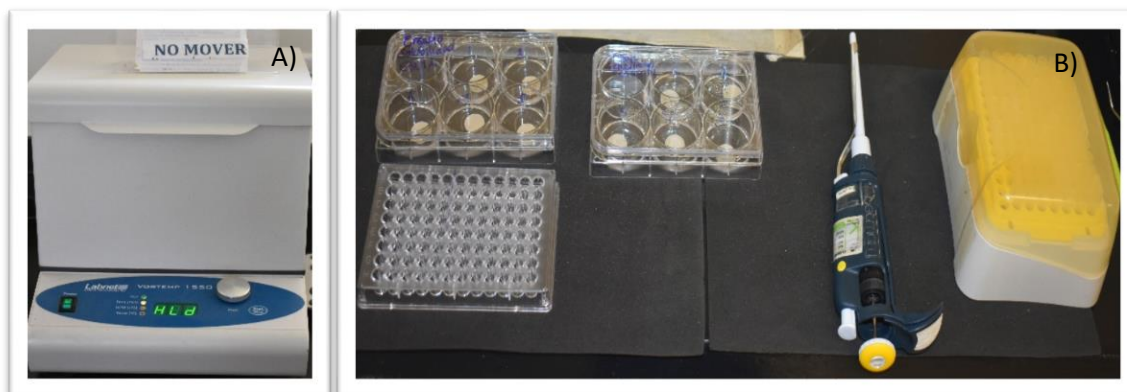


Figura 14. A) Máquina agitadora B) Preparación de los pocillos con el material recién centrifugado para realizar la primera prueba de degradación a las 24 horas Fuente propia

3.3.2.3 Prueba de Resistencia de Flexión y Compresión

El día 17 de junio del 2019 se realizaron los ensayos de resistencia de flexión y compresión, los discos tuvieron una previa inmersión en agua destilada en una incubadora Labnet a 37°C por 24 horas, después de ese tiempo se retiraron de la incubadora y se les eliminó el agua destilada. Las muestras fueron colocadas en la máquina universal (Shimadzu, Japan) de tres puntos, con un desplazamiento de 1 mm/min, y fueron registrados los datos de cada muestra.

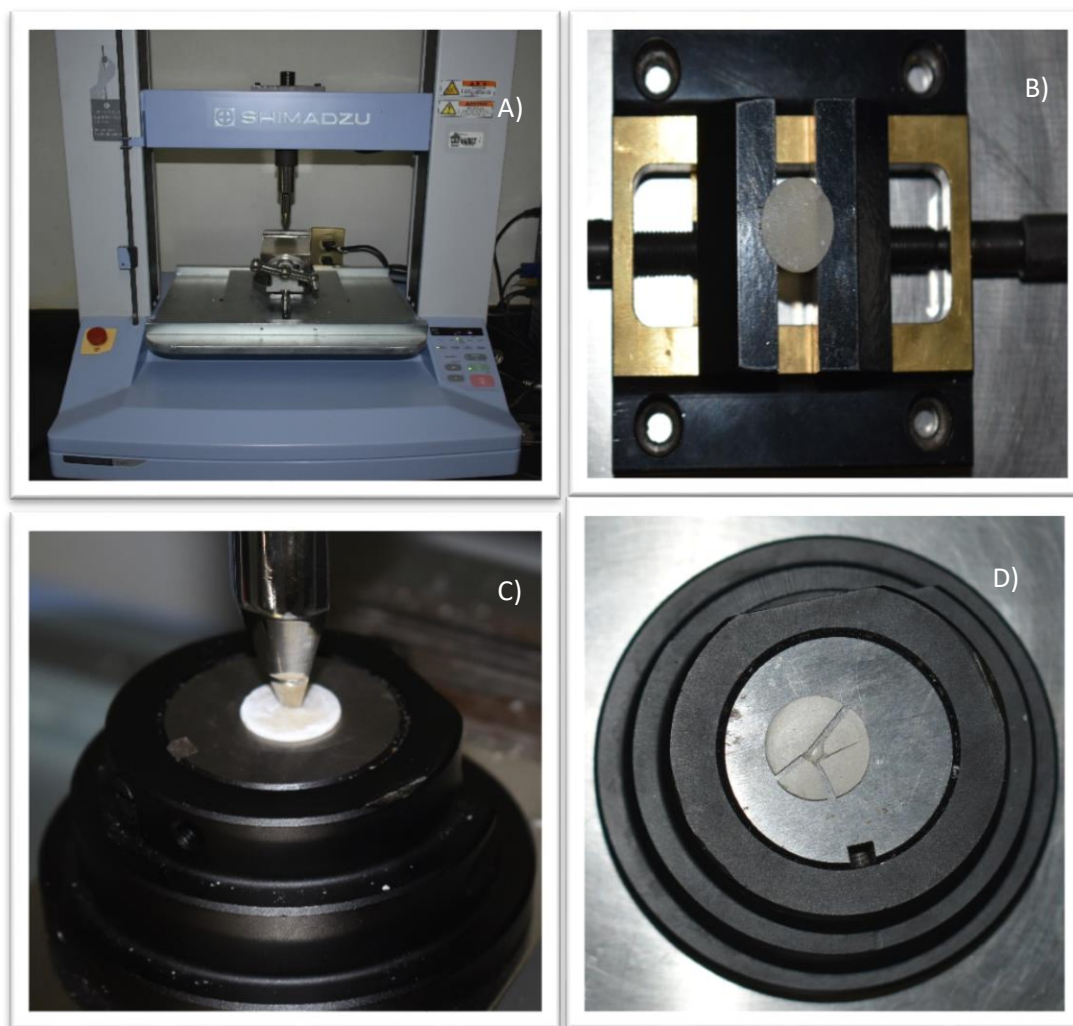


Figura 15. A) Máquina Universal (Shimadzu, Japan) B) Prueba de flexión de 3 puntos C) Prueba de compresión D) Prueba de compresión a un disco de ionómero de vidrio híbrido Fuente propia

Prueba de flexión

Se empleó la siguiente fórmula

$$\alpha = 3 Fl / 2bh^2$$

En donde:

- F es la carga máxima, en Newtons, ejercida sobre la muestra.
- l es la distancia, en milímetros, entre los soportes, con una precisión de 0,01 mm.
- b es el ancho, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba.
- h es la altura, en milímetros, de la muestra medida inmediatamente antes de la prueba²⁸

Prueba de compresión

Se empleó la siguiente fórmula:

$$CS = 2P / \pi dh$$

En donde:

- CS es la resistencia a la compresión
- P es la carga en la fractura, en Newtons
- d es el diámetro de la muestra en milímetros
- h es el grosor de la muestra en milímetros

3.4 Técnica de recolección de datos

Los datos fueron recolectados utilizando una tabla para cada subgrupo de tiempo. En la tabla se anotaron los datos obtenidos de las medidas de los discos, como el volumen, los promedios de los pesajes en los días establecidos para cada subgrupo, y para finalizar los resultados de los Test de Sorción, Solubilidad y prueba de degradación de absorbancia. Al igual se hicieron los Test de Resistencia a la flexión y compresión.

3.5 Análisis de los datos

Los datos recolectados fueron procesados mediante el programa estadístico SPSS 21.0 (sacar el año) para Windows, donde se realizó la prueba no paramétrica de Wilconxon para los resultados de los Test de Sorción y Solubilidad, para conocer si existían diferencias estadísticamente significativas con respecto a los diferentes tiempos (7, 15, 30 y 60 días).

Para los resultados de Resistencia de flexión, Compresión y Degradación de absorbancia se utilizó el programa de Excel para utilizar la prueba T-Student para la comparación de muestras independientes.

Todas las pruebas fueron trabajadas a un nivel de confianza de 95%

CAPÍTULO 4

IV. Resultados

4.1 Resultados de Sorción Acuosa

Se registraron los valores para identificar la distribución de datos: Media, desviación estándar, valor mínimo y valor máximo en las pruebas de sorción y solubilidad de ambos materiales de restauración

Debido a la distribución anormal de los datos se decidió hacer el análisis estadístico para pruebas no paramétricas de Wilconxon, comparando los diferentes subgrupos de tiempo de cada material restaurador para los test de Sorción Acuosa y Solubilidad.

4.1.1 Sorción Acuosa Alcasite

En el análisis estadístico de Wilconxon el resultado fue $p > 0.05$ para las diferentes relaciones de tiempos. Lo que nos indica que no hay diferencia significativa en el nivel de sorción acuosa del Alcasite de acuerdo a los 7, 15, 30, 60 días.

Tabla No. 5

Estadística inferencial de Sorción Acuosa Alcasite

Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Significancia
7 días	16.46 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7.825	3 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	28 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7-15 días .674
15 días	16.29 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7.932	3 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	28 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7-30 días .314
30 días	14.98 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	9.750	3 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	38 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7-60 días .314
60 días	18.33 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	8.790	3 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	28 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	

* n=10
P>0.05
Fuente propia

4.1.2 Sorción Acuosa del Ionómero de Vidrio Híbrido

El análisis estadístico arrojó un resultado **p>0.05** para las diferentes relaciones de tiempos. Lo que indica que no hay diferencia significativa en el nivel de sorción acuosa del Ionómero de Vidrio Híbrido de acuerdo a los 7, 15, 30, 60 días.

Tabla No. 6

Estadística inferencial de Sorción Acuosa Ionómero de Vidrio Híbrido

Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Significancia
7 días	101.65 μg / mm^3	21.011	49 μg / mm^3	123 μg / mm^3	7- 0.95 15 días
15 días	108.67 μg / mm^3	12.960			
30 días	110.59 μg / mm^3	10.862	92 μg / mm^3	126 μg / mm^3	7- 0.37 30 días
60 días	93.08 μg / mm^3	24.418	62 μg / mm^3	146 μg / mm^3	7- 0.38 60 días

* n= 10

p>0.05

Fuente propia

4.2 Resultados de Solubilidad por el método de peso

Al igual que las pruebas de sorción acuosa, se realizó la prueba de Wilcoxon para ambos materiales comparando los distintos tiempos (7, 15, 30, 60 días).

4.2.1 Solubilidad del alcasite

En el análisis estadístico se obtuvo un resultado $p < 0.05$, para las diferentes relaciones de tiempo, es decir, hay mayor solubilidad conforme transcurren los días, excepto en el subgrupo de 7-60 días.

Tabla No. 7									
Estadística inferencial de Solubilidad del Alcasite									
Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo		Significancia			
7 días	6.16 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	6.098	1 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	18 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7-15 días	0.008			
15 días	4.76 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	5.934	0 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	18 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$			15-30 días	0.005	
30 días	2.54 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	2.772	0 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	7-30 días	0.005	días	30-60 días	0.013
60 días	9.52 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	10.115	1 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	29 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$			15-60 días	0.037	

*n=10
 $p < 0.05$
Fuente Propia

4.2.2 Solubilidad de Ionómero de Vidrio Híbrido

En el análisis estadístico se obtuvo un resultado $p < 0.05$, es decir, hay una diferencia significativa de solubilidad para las diferentes relaciones de tiempo que se muestran a continuación: 7-15 días, 7-30 días y 15-30 días. Para las demás relaciones no se obtuvo una diferencia significativa $p > 0.05$, las cuales son 7-60 días, 15- 60 días, 30-60 días

Tabla No. 8							
Estadística inferencial de Solubilidad del Alcasite							
Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Significancia		
7 días	13.35	9.150	2 μg / mm^3	28 μg / mm^3	7-15 días	0.005	
	μg / mm^3						15-30 días 0.037
15 días	9.03	6.566	1 μg / mm^3	20 μg / mm^3			
	μg / mm^3						
30 días	6.34	5.102	0 μg / mm^3	17 μg / mm^3	7-30 días	0.017	
	μg / mm^3						
60 días	34.21	76.933	1 μg / mm^3	252 μg / mm^3			
	μg / mm^3						

n=10

Fuente propia

4.3 Resultados de la prueba de solubilidad por el método de absorbancia en el medio

Para ambos materiales se emplearon (n=5) muestras. Y se registraron los datos a las 0 horas, 24 horas, 7 días, 15 días, 30 días y 60 días. Además se realizó la prueba T pareada, comparando las secuencias de tiempos de cada material independientemente.

Tabla No. 9							
Estadística inferencial de Degradación de Absorbancia de Alcasite							
Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Promedio %	Desviación estándar %	Significancia
0 horas	3.42 Aλ	0.006	3.41 Aλ	3.43 Aλ	100	0.19	
24 horas	3.44 Aλ	0.009	3.43 Aλ	3.45 Aλ	100.52	0.26	
7 días	3.47 Aλ	0.016	3.45 Aλ	3.49 Aλ	101.49	0.48	
15 días	3.45 Aλ	0.010	3.44 Aλ	3.47 Aλ	100.92	0.30	24 horas- 15 días
30 días	3.58 Aλ	0.080	3.50 Aλ	3.68 Aλ	104.48	2.34	30-60 días
60 días	3.49 Aλ	0.004	3.49 Aλ	3.49 Aλ	101.98	0.12	0.08 ^a

n=5

Los números con la misma letra en la columna significancia son los únicos que tienen un valor de p>0.05

Fuente propia

Tabla No. 10

Estadística inferencial de Degradación de Absorbancia del Ionómero de Vidrio Híbrido

Tiempo	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Promedio %	Desviación estándar %	Significancia
0 horas	3.42 Aλ	0.006	3.41 Aλ	3.43 Aλ	100	0.19	
24 horas	3.42 Aλ	0.006	3.41 Aλ	3.43 Aλ	100.01	0.19	
7 días	3.50 Aλ	0.023	3.47 Aλ	3.52 Aλ	102.27	0.67	7-60 días 0.61 ^a
15 días	3.46 Aλ	0.009	3.45 Aλ	3.47 Aλ	100.99	0.27	
30 días	3.76 Aλ	0.124	3.76 Aλ	3.88 Aλ	109.96	3.62	
60 días	3.49 Aλ	0.009	3.48 Aλ	3.51 Aλ	102.06	0.26	

n=5

El número con letra como subíndice es el único con un valor de $p > 0.05$

Fuente propia

4.3.1 Prueba T de student

Se realizó la prueba comparando ambos materiales en la diferente secuencia de tiempos 0 horas, 24 horas, 7 días, 15 días, 30 días y 60 días. Se obtuvo un valor de $p < 0.05$, hay una diferencia significativa de mayor degradación de absorbancia del Ionómero de Vidrio Híbrido que el Alcasite.

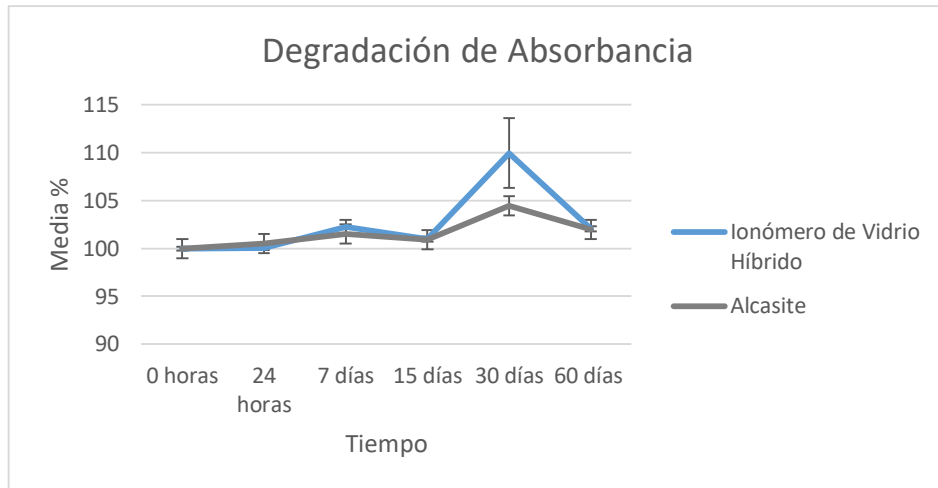


Gráfico 1. Degradación de Absorbancia del Ionómero de Vidrio Híbrido y el Alcasite
Fuente propia

4.4 Resultados de pruebas de Resistencia a la Flexión y Compresión

Se emplearon (n=9) muestras para cada material. Se empleó la prueba T student, se obtuvo un valor $p < 0.01$, por lo que hay una diferencia significativa de mayor resistencia a la flexión del Alcasite que el Ionómero de Vidrio Híbrido

Tabla No. 11		
Estadística inferencial de Resistencia a la flexión y compresión del Ionómero de Vidrio Híbrido y el Alcasite		
Material	Resistencia a la Flexión	Resistencia compresiva
Alcasite	70.32 Mpa±13.59**	133.54 Mpa±0.02**
Ionómero de Vidrio Híbrido	19.12 Mpa±3.86	21.87 Mpa±9.75

n= 9
**p<0.01 Prueba T-Student
Fuente propia

Gráfico 2. Resistencia a la flexión entre Ionómero de vidrio híbrido y Alcasite ^{Fuente propia}

Gráfico 3. Resistencia a la compresión entre Ionómero de vidrio híbrido y el Alcasite. ^{Fuente propia}

V. Discusión

Ambos materiales tienen la característica de ser bioactivos, permitiendo la remineralización del tejido dental afectado. Sin embargo, una vez que son expuestos al medio bucal, pueden llegar a sufrir un deterioro en las propiedades que afectan la integridad, calidad y longevidad de las restauraciones dentales.

Los resultados de la siguiente investigación, describen las diferencias entre las diferentes propiedades físicas y mecánicas de estos dos materiales, sin embargo,

es difícil comparar los resultados obtenidos con los de trabajos anteriores ya que se utilizaron diferentes materiales a evaluar, así como metodologías.

De acuerdo a la Norma ISO 4049 los materiales dentales que se utilizaron pertenecen al tipo 2 (aquellos materiales de restauración y obturación a base de polímeros). El ionómero de vidrio híbrido es de la clase I (materiales autopolimerizables), el alcasite es de la clase III (materiales que se autocuran y pueden utilizar energía externa) ³⁷

5.1 Pruebas de Sorción acuosa y Solubilidad

La sorción de agua es un proceso de difusión controlada dentro de la matriz del material que puede ocasionar degradación y la ruptura de la unión de los diferentes componentes como partículas del relleno, iones y sustancias orgánicas, por ejemplo, monómero (en los materiales que tienen compuestos resinosos) este fenómeno produce una disminución del peso, y se denomina solubilidad ²⁷

Meşe *et al* ⁴⁵ mencionó que los valores de sorción y solubilidad dependían del tipo y contenido de la carga, la concentración de la carga, el tamaño medio de partícula, los agentes de acoplamiento, la naturaleza de las partículas de carga y el tipo de disolvente. No se pudo hacer una comparación de ambos para las pruebas de sorción acuosa y solubilidad por el método del peso, ya que tienen características totalmente diferentes, pues a pesar de tener las mismas dimensiones como menciona la Norma ISO 4049, los pesajes en la balanza arrojaban valores desiguales. Por lo que se estudió la solubilidad por el método de absorbancia en el medio, encontrando que el Ionómero de vidrio híbrido tiene una mayor degradación que el alcasite a los 30 días.

La Norma ISO 4049 menciona que la sorción de agua de todos los materiales debe ser menor o igual a $40 \mu\text{g} / \text{mm}^3$. Y la solubilidad debe ser menor o igual a $7,5 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ ³⁷ De acuerdo a los valores registrados, ambos materiales no cumplen en su totalidad con estos parámetros; para el alcasite la sorción acuosa en todos los grupos estuvo en el rango, el valor más alto fue $18.33 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ a los 60 días y la solubilidad permaneció dentro del rango de 7-30 días, pero a los 60 días aumentó

a $9.52 \mu\text{g} / \text{mm}^3$. Para el ionómero de vidrio híbrido la sorción acuosa no se cumplió, el resultado más bajo se registró a los 60 días con $93.08 \mu\text{g} / \text{mm}^3$ y la solubilidad solo siguió los valores de la norma a los 30 días con $6.34 \mu\text{g} / \text{mm}^3$.

En las pruebas de sorción acuosa tanto de solubilidad realizadas bajo la estadística de Wilcoxon, no hubo diferencia significativa conforme trascurrió el tiempo para cada uno de los materiales ($p > 0.05$).

Se obtuvo para el alcasite un incremento constante desde los primeros 7 a los 15 días, a los 30 días hubo un decremento ligero de $2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, el valor más alto fue a los 60 días con un ligero incremento $2 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con respecto a los 7 y 15 días, y con los 30 días el incremento fue de $4 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

En las pruebas de solubilidad en las relaciones de tiempo se arrojó un valor ($p < 0.05$) para el alcasite, se comenzó la solubilidad desde los primeros 7 a 15 días, a los 30 días se detuvo y a los 60 días se encontró un incremento comparando con los 30 días de $5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ($z = -2.497$, $p = .013$).

Con el alcasite se encontró una relación estrecha entre la sorción y la solubilidad en los diferentes tiempos; a los 60 días se estableció el valor más alto para ambos, concordando con Severino *et al*²⁰ quien en un estudio menciona que los conceptos de sorción y solubilidad guardan una correlación ya que el agua absorbida al reaccionar con las partículas del material, produce una separación, contribuyendo a su liberación. Lo mismo es sostenido por Vaca *et al*³⁰ y Tavangar *et al*³¹

No se encontraron estudios previos que mencionen las propiedades sobre la sorción acuosa y solubilidad del alcasite, pero es importante mencionar las características de los componentes del material ya que las diferencias entre los intervalos de tiempo para ambas propiedades fueron muy pequeñas, lo cual permite conocerlo como un material bioactivo prometedor.

Par *et al*⁶, en su estudio declaró que en los materiales bioactivos, el componente resinoso (monómero) suele ser más hidrófilo que en los compuestos comerciales convencionales, para permitir la difusión de agua que sea suficiente y a la vez la liberación de iones. Sin embargo, la alta hidrofilia es una propiedad no deseada

porque acelera la degradación de la estructura compuesta teniendo como consecuencia, el deterioro de las propiedades mecánicas. Por lo que debe existir además de los rellenos bioactivos, rellenos de refuerzo (inerte) para contribuir a la estabilidad del material.

Dentro de los monómeros más hidrófilos se encuentran HEMA> TEGDMA> Bis-GMA> BisEMA; el alcasite no contiene ninguno de estos, en su composición se encuentran los monómeros UDMA, DCP, UDMA aromático alifático y PPEG-400 DMA los tres primeros tienen características hidrófobas, menos el último. El relleno inorgánico como el silicato de aluminio de bario proporciona resistencia más el componente isofiller el cual es un calmante de estrés, ayuda a crear un enlace de unión fuerte y estable entre la matriz de monómero inorgánica y la carga inorgánica¹⁸

El ionómero de vidrio híbrido mantuvo valores constantes desde los primeros 7 días a los 30 días, el valor más alto de sorción acuosa se apreció a los 30 días con un incremento de $9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ comparando con el valor inicial de los 7 días, el valor más bajo fue a los 60 días con un decremento de $17 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ comparando con los 30 días y con los 7 días fue de $8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Pasando los 30 días ya no se presentó ganancia de agua, lo que concuerda con estudios previos de Savas *et al*³² quien afirma que los ionómeros de vidrio tienen una ganancia de agua continua hasta los 28 días. En su estudio la cantidad de ganancia de agua aumentó continuamente en todos los materiales durante 28 días, después de ese tiempo, la sorción de agua de los materiales restauradores probados fue significativamente diferente. Las diferencias pueden estar relacionadas con las diferentes composiciones de los materiales.

En las pruebas de solubilidad para el ionómero de vidrio híbrido en las relaciones de tiempo, desde los primeros 7 días hubo solubilidad, entre los 15 y 30 días se detuvo este proceso, se encontró un valor ($p < 0.05$) en esta relación ($z = -2.091$, $p = 0.037$) y el periodo más alto fue a los 60 días con un aumento de $21 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ con respecto a los 7 días.

El aumento de la solubilidad en el ionómero de vidrio híbrido conforme transcurre el tiempo guarda relación con lo mencionado por Ribeiro *et al*³³, en donde describe que el contacto de las partículas vítreas con el medio húmedo es decir el agua, facilita la liberación de los iones de calcio y aluminio, seguidos de ligaciones iónicas y precipitación de sales, formando agua salada. Lo que produce una liberación de material, es decir un aumento de la solubilidad. La reacción tiene 2 fases: la primera ocurre a los 60 minutos después de la manipulación, con disolución de iones de calcio y la segunda ocurre de 24 horas hasta los 6 meses, aunque se forman cadenas de policarboxilato de aluminio más fuertes, existe solubilidad del material. Esto es sustentado también por Tavangar *et al*³¹. En la presente investigación, aunque no hay una diferencia significativa con respecto a los tiempos, el valor más elevado se presentó a los 60 días, por lo que se concuerda con lo ya mencionado.

5.2 Pruebas de solubilidad por el método de absorbancia en el medio

Se obtuvo un valor $p < 0.05$ a los 30 días entre ambos materiales, el ionómero de vidrio híbrido obtuvo un valor de material soluble ($109.9 \pm 3.62\%$) mientras que el alcasite ($104.48 \pm 2.34\%$). La diferencia es de 5% por lo que no se considera relevante con respecto a ambos materiales.

El valor más bajo del alcasite coincide con el estudio de Savas *et al*³² en el cual descubrieron que un material modificado con resina mostró una solubilidad más baja en comparación con un ionómero de vidrio convencional de alta viscosidad, ya que la estructura polimérica del primer material es más estable, pues hay una unión fuerte entre el componente orgánico del monómero y el relleno inorgánico por lo que hay una mejor resistencia al paso del agua, ya que en los ionómeros de vidrio convencionales como menciona Tavangar *et al*³¹ en su estudio, es bien sabido que el agua tiene un papel importante en el cemento de ionómero de vidrio. Contribuye al transporte de cationes de calcio y aluminio, reaccionando con el poliácido para formar una matriz de poliácido. Durante la primera etapa de maduración, la contaminación por humedad conduce a la pérdida de componentes, disminución de las propiedades físicas y pérdida de translucidez.

5.3 Pruebas de resistencia a la flexión y compresión

A pesar de las diferencias significativas encontradas entre las pruebas de resistencia a la flexión y compresión que reflejan una mayor resistencia para el Alcasite en vez del Ionómero de vidrio híbrido, fue difícil comparar con otros estudios ya que se utilizaron diferentes entornos de experimentación.

De acuerdo a la Norma ISO 4049 la resistencia a la flexión en los materiales debe ser mayor o igual a 50MPa³⁷ el alcasite supera este valor (70.32±13.59 MPa) a diferencia del ionómero de vidrio híbrido con un valor de (19.12±3.86 MPa).

Para las pruebas de Compresión la Norma ISO 9917 indica que el valor debe de ser igual o mayor de 100 MPa, el alcasite tiene una mayor resistencia de compresión (133.54±0.02 MPa) que el Ionómero de vidrio híbrido (21.87±9.75MPa).

Tras realizar la prueba T de student se obtuvo un valor **p < 0.0001**. Por lo que se encontró una diferencia significativa de mayor resistencia a la flexión del Alcasite (70.32±13.59 MPa) que para el Ionómero de vidrio híbrido (19.12±3.86 MPa). Para las pruebas de compresión se obtuvo un valor de **p < 0.0001**, por lo cual se acepta la hipótesis que el Alcasite tiene una mayor resistencia de compresión (133.54±0.02 MPa) que el Ionómero de vidrio híbrido (21.87±9.75MPa).

Esto concuerda con el estudio realizado por Vandana Sadananda *et al*¹⁸ en donde se encontró que el alcasite tuvo los valores más altos de resistencia a la flexión y compresión que el Ionómero Fuji IX, Ketac Molar y Zirconomer. Para la resistencia a la flexión Cention N 107.21, Ionómero de Vidrio Fuji IX 40.80, Ionómero de vidrio Ketac Molar 49.80, Zirconomer 45.61 y resistencia a la compresión Cention N 321.92, Ionómero de vidrio Fuji IX 210.56, Ionómero de vidrio Ketac Molar 261.53, y Zirconomer 294.96.

Estos resultados son por las características propias del líquido y polvo alcasite. La combinación de los monómeros orgánicos del líquido UDMA, DCP y PEG-400 DMA confieren resistencia. El UDMA es el componente principal de la matriz de monómeros. Las propiedades mecánicas más fuertes pueden atribuirse a su mayor viscosidad. DCP tiene una estructura alifática cíclica que facilita la mejora de la

fuerza. Los rellenos inorgánicos y el isofiller se encargan de impartir la resistencia adecuada. Es decir que los valores de resistencia superiores a Cention N pueden deberse a la densa red de polímeros y al grado de polimerización en toda la restauración. Dedania *et al*¹⁹ y Jagvinder Singh Mann *et al*³⁴ también sustentan ésta información en sus estudios.

Los valores más altos encontrados en el Alcasite en las pruebas de resistencia a la flexión y compresión son por el avance en la tecnología de los rellenos y polímeros de las resinas compuestas, que permiten tener mejores propiedades mecánicas, tal como enunció Iftikhar *et al*³⁵

A pesar de ello es importante destacar las grandes propiedades que tiene en su modificación estructural el Ionómero de vidrio híbrido Equia Forte Fill, aunque no se han encontrado estudios de comparación con el Alcasite Cention N, en estudios realizados comparando ionómeros convencionales como el de Moshaverinia *et al*¹⁵ este material presentó los valores más altos de resistencia de flexión y los de compresión fueron muy similares entre ellos.

Este hallazgo es porque hay una reacción ácido-base más completa en masa y en la superficie del material Equia Forte Fil, este fenómeno se atribuye a la presencia de partículas de vidrio ultrafinas y altamente reactivas de manera uniforme distribuido por toda la estructura. Además de un peso molecular optimizado, la presencia de vidrio altamente reactivo refuerza las propiedades superficiales del cemento fraguado. Lo cual permite que este ionómero tenga una mejor resistencia al desgaste y a la erosión ácida¹⁵

VI. Resolución de la hipótesis

No se acepta en totalidad la hipótesis planteada, ya que la sorción acuosa y solubilidad por peso, del Alcasite no es mayor que el Ionómero de Vidrio Híbrido.

En cambio, la degradación de absorbancia del Alcasite es menor que el Ionómero de Vidrio Híbrido.

La resistencia a la flexión y compresión del Alcasite es mayor que el Ionómero de Vidrio Híbrido.

VII. Limitantes

Dentro de las dificultades para realizar esta investigación se pueden resaltar la falta de estudios previos sobre estos materiales por lo que fue difícil establecer una comparativa entre ambos, las mediciones de las muestras para las pruebas de flexión y compresión no cumplieron con las medidas de la norma ISO 4049 y 9917 ya que no se contaba con más material para trabajar pues en los depósitos dentales no había existencia.

VIII. Perspectivas a futuro

En la actualidad contamos con una amplia variedad de materiales restauradores bioactivos, que contienen características en sus componentes que permiten además de la remineralización de los órganos dentales una restauración funcional.

En este estudio se utilizaron dos materiales muy novedosos, así como prometedores en el área de la Odontopediatría, el alcasite Cention N y el ionómero de vidrio híbrido Equia Forte Fill, los resultados obtenidos mencionan que en cuestión de sorción acuosa y solubilidad ambos materiales son muy estables, pero en resistencia a la flexión y compresión los valores del alcasite fueron muy superiores a los del ionómero de vidrio híbrido, por lo cual son una alternativa para restaurar cavidades clases I y II, rehabilitación del sector anterior con coronas de celuloide en dentición primaria, pues al realizar tratamientos de mínima invasión se reduce el miedo y la ansiedad de los pacientes pediátricos, logrando así una actitud positiva; ya que se disminuye el tiempo de trabajo; pues se emplean menos materiales o instrumentos para su colocación; se obtiene una remineralización del tejido dental afectado y se devuelve la función de los órganos dentales.

Sin embargo, se recomienda realizar más investigaciones para conocer diferentes propiedades de estos materiales: como la liberación de flúor, la adhesividad a la estructura dental, prueba de dureza, así como estudios in vivo para valorar la eficacia de los materiales en especial en periodos a largo plazo, ya que los estudios son escasos y es indispensable obtener más información sobre ambos, para tener un mejor criterio sobre cuál es el más indicado usar.

IX. Conclusión

La sorción acuosa no tuvo una diferencia significativa ($p>0.05$) a los 60 días, para el ionómero de vidrio híbrido entre los 7-60 días el valor $p=0.38$ y para el alcasite 7-60 días el valor $p=0.31$.

La solubilidad por el método de peso no tuvo diferencia significativa ($p>0.05$) a los 60 días, el ionómero de vidrio híbrido entre los 7-60 días el valor $p=0.87$ y para el alcasite 7-60 días el valor $p=0.11$

En la prueba de solubilidad por el método de absorbancia en el medio, a los 30 días se observó que el ionómero de vidrio híbrido con una media de $109.9\% \pm 3.6$ tiene mayor solubilidad que el alcasite $104.4\% \pm 2.3$.

El alcasite con un promedio de 70.32 ± 13.5 Mpa tiene mayor resistencia a la flexión que el ionómero de vidrio híbrido 19.12 ± 3.86 Mpa.

El alcasite con un promedio de 133.54 ± 0.02 Mpa tiene mayor resistencia a la compresión que el ionómero de vidrio híbrido 21.87 ± 9.75 Mpa.

X. Relevancia clínica

Es necesario resaltar la importancia de conocer y seguir las indicaciones sobre el mezclado, tiempo de trabajo, así como aislado, de los materiales como indican las casas comerciales ya que el éxito del tratamiento dependerá de una correcta manipulación de material.

El alcasite y el ionómero de vidrio híbrido son adecuados materiales para restauraciones clase I y II en dientes primarios, así como rehabilitación del sector anterior con coronas de celuloide.

A pesar que el alcasite tiene una resistencia de flexión y compresión superior que el ionómero de vidrio híbrido es importante considerar el riesgo que éste pueda provocar a la oclusión o a la vitalidad pulpar, si no se eliminan puntos prematuros de contacto, al realizar las restauraciones dentales.

XI. Referencias Bibliográficas

1. Machiulskiene V, Campus G, Carvalho JC, Dige I, Ekstrand KR, Jablonski-Momeni A, Maltz M, Manton DJ, Martignon S, Martinez-Mier EA, Pitts NB, Schulte AG, Splieth CH, Tenuta LMA, Ferreira Zandona A, Nyvad B. Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR. *Caries Res* 2020; 54:7-14
2. Jingarwar MM, Bajwa NK, & Pathak A. A Minimal Intervention Dentistry – A New Frontier in Clinical Dentistry *J Clin Diagn Res.* 2014 Jul; 8(7):4–8.
3. Medina C.E, Ávila L, Borges S.A, Irigoyen M.E, Sánchez L, Zepeda M.A, Lucas S.E, Medina J.J, Márquez M.L, Islas H, Casanova J.F, Casanova AJ, Minaya M, Villalobos J.J, Patiño N, Mendoza M, Pontigo A.P, de la Rosa-Santillana R, Escoffié M, Fernández M.A & Maupomé G. Ecological study on needs and cost of treatment for dental caries in schoolchildren aged 6, 12, and 15 years: Data from a national survey in Mexico. *Medicine* 2020; 99(7), e19092
4. Mackenzie L, & Banerjee A. Restauraciones directas mínimamente invasivas: una guía práctica. *Br Dent J.* 2017; 223 (3):163 - 171
5. Newton JT, & Asimakopoulou K. Minimally invasive dentistry: Enhancing oral health related behaviour through behaviour change techniques. *Br Dent J.* 2017 Aug 11;223(3):147-150
6. Par M, Spanovic N, Bjelovucic R, Marovic D, Schmalz G, Gamulin O, & Tarle Z. Long-term water sorption and solubility of experimental bioactive composites based on amorphous calcium phosphate and bioactive glass. *Dent Mater J.* 2019: 2-10
7. Khoroushi M, & Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J (Isfahan)* 2013;10(4): 411–420.
8. Ivoclar Vivadent. Cention N Scientific Documentation. (Internet) 2016. (Consultado el 19 de abril del 2019). Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.in/p/all/cention-n>

9. Mickenautsch S, Mount, G & Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J.* 2011; 56: 10–15
10. Cabrera Villalobos, Y., Álvarez Llanes, M., Gómez Mariño, M., & Casanova Rivero, Y. En busca del cemento adhesivo ideal: los ionómeros de vidrio. *Rev. AMC* 2010; 14(1), 0-0.
11. Cedillo J, Herrera A, & Cedillo V. Equia Forte. Innovación Del Futuro En Obturación De Cavidades. *RODYB.* 2017; 6(1): 1-11
12. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J.* 2013;10(4):411-20
13. Šalinović I, Stunja M, Schauperl Z, Verzak Ž, Ivanišević Malčić A, & Brzović Rajić V. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatol Croat.* 2019;53(2):125-131
14. Brzović-Rajić V, Miletić I, Gurgan S, Peroš K, Verzak Ž, & Ivanišević-Malčić A. *Acta Stomatol croata.* 2018;52 (4): 307–313
15. Moshaverinia M, Navas A, Jahedmanesh N, Shah K, Moshaverinia A, & Ansari S. Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *J Prosthet Dent.* 2019;122 (2): 154-159
16. Garritz A, Gasque L, & Martínez A. *Química Universitaria.* 9 ed. México: Pearson; 2005. Capítulo 17, Equilibrios de Solubilidad; p. 609-621.
17. Paromita Mazumdar, Abiskrita Das, and Chiranjana Guha. Comparative evaluation of hardness of different restorative materials (restorative gic cention n, nanohybrid composite resin and silver amalgam) – an in vitro study. *Int. J. Adv. Res.* 2018; 6(3): 826-832
18. Sadananda V, Shetty C, Hegde MN, & Bhat GS. Alkasite Restorative Material: Flexural and Compressive Strength Evaluation. *Res J Pharm Biol Chem Sci.* 2018; 9(5): 2179-2182
19. Dedania MS, Shah NC, Bhadra D, Bajpai N, & Sapariya K. Comparative Evaluation of Clinical Performance of Silver Amalga Randomized Clinical Study. *IJCR.* 2018;10(8):72993-72996
20. Severino R, & Ayala G. Sorción y solubilidad del cemento Ionómero De Vidrio y el cemento Ionómero De Vidrio Modificado Con Resina. (Tesis De

- Licenciatura). Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor De San Marcos Facultad De Odontología; 2015
21. Viades J. Físicoquímica de alimentos. Unidad 3. Fenómenos de superficie. Adsorción (Internet). 2013 Mar 12. (Consultado el 12 de agosto del 2019); (1-17). Disponible en: http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Unidad3.Fenomenossuperficiales.Adsorcion_23226.pdf
 22. Los editores de la enciclopedia británica. Adsorción. (Internet). Encyclopaedia Britannica, INC; 2013 Ago 6. (Consultado el 9 de agosto del 2019). Disponible en: <https://www-britannica-com.pbidi.unam.mx:2443/science/adsorption>
 23. Los editores de la enciclopedia británica. Solubilidad. (Internet). Encyclopaedia Britannica, INC; 2018 Dic 17. (Consultado el 9 de agosto del 2019). Disponible en: <https://www-britannica-com.pbidi.unam.mx:2443/science/solubility-chemistry>
 24. GM Raúl. Tema VII: Solubilidad. (Internet) Selectividad c Granada; 2008. (Consultado el 6 de agosto del 2019). Disponible en: http://selectividad.intergranada.com/Bach/Quimica/Clase/Tema_7-Solubilidad.pdf
 25. Santa Cruz Y & Moore C. Resistencia Flexural De Una Resina De Nanopartículas Utilizando Dos Técnicas De Polimerización Con Luz Emitida Por Diodos. (Tesis De Licenciatura). Lima, Perú. Universidad San Martín De Porres. Facultas De Odontología; 2011
 26. Fischer J, Stawarczyk B, & Hämmerle C. Resistencia a la flexión de las cerámicas de recubrimiento para dióxido de zirconio. Quintessence Zahn Tech. 2009; 34(9):1138-1145
 27. Muñoz I, Florio R, & Velásquez M. Resistencia Flexural de Restauraciones Indirectas Estéticas. Estudio comparativo *in vitro*. En t. J. Odontostomat. 2013; .7(2): 315-318

28. Muñoz NA., González CC., Ayala EP., Moreno L., & Herney Garzón R. Comparación de la resistencia de dos resinas microhíbridas para la restauración dental. *Revista Estomatología*. 2005; 13(2): 27-39
29. Los editores de la enciclopedia británica. Prueba de resistencia a la compresión (Internet). *Encyclopaedia Britannica, INC*; 1998 Jul 20. (Consultado el 9 de agosto del 2019). Disponible en: <https://www-britannica-com.pbidi.unam.mx:2443/technology/compressive-strength-test>
30. Vaca MJ, Ceballos L, Fuentes MY, Osorio R, Toledano M, & García-Godoy F. Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina. *Av. Odontoestomatol*. 2003;19(6): 283-289
31. Tavangar MS, Jafarpur D, & Bagheri R. Evaluation of the compressive strength and sorption / solubility of four fixing cements. *J Dent Biomater*. 2017; 4 (2): 387–393.
32. Savas S, Colgecen O, Yasa B, & Kucukyilmaz E. Color stability, roughness and sorption / water solubility of glass ionomer-based restorative materials. *Níger J Clin Pract*. 2019; 22(6): 824-32
33. Ribeiro J. C. R, Fontana U. F, Moysés M. R, Reis A. C. D, Dias S. C, & Ribeiro J. G. R. Avaliação da solubilidade e desintegração de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e compômeros em função de proteção superficial. *Rev Odontol UNESP*. 2013; 35(4), 247-252
34. Singh J, Sharma, Maurya, S, & Suman A. Cention n: a review. *Int J Curr Res*. 2018; 10(05): 69111-69112.
35. Iftikhar N, Devashish, Srivastava B, Gupta N, Ghambir N, & Singh R. A comparative evaluation of the mechanical properties of four different restorative materials: an in vitro study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2019;12(1): 47–49.
36. Cedillo J, Espinosa R, & Farías R. Adaptación marginal e hibridación de los alcasites; estudio in vitro, *Al Meb- Ec. Rodyb*. 2019;8 (1): 19-27
37. Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials. (Internet). Suiza. *International Standard ISO 4049; 2000*. (Consultado el 19 de abril del

- 2019). Disponible en:
https://www.researchgate.net/.../ISO_4049.../ISO_4049.pdf
38. Equia Forte Bulk Fill Glass Hybrid Restorative System. (Internet). Japón. GC. (Consultado el 17 de abril del 2019). Disponible en:
<http://sea.gcasiadental.com/Upload/product/pdf/31/IFU-EQUIA-Forte.pdf>
39. Cention Instrucciones de uso. (Internet) Estados Unidos de América. Ivoclar Vivadent; 2018. (Consultado el 17 de abril del 2019). Disponible en:
[www.ivoclarvivadent.com › media › document › Cention+](http://www.ivoclarvivadent.com/media/document/Cention+)
40. Samanta S, Das UK, & Mitra A. Comparison of Microleakage In Class V Cavity Restored with Flowable Composite Resin, Glass Ionomer Cement and Cention N. *IJIR*. 2017; 3(8):180-183
41. Molina FG, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano BL, & Frencken JE. Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *Biomed Res Int*. 2013; 2013:1-6
42. García R, Scougall J, Contreras R, Sakagam H, Morales R, & Nakajima H. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *J Appl Oral Sci*. 2015; 23(3):321-328
43. Bhatia H, 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; 10 (1): 49–54.
44. Fuhrmann D, Murchison D, Whipple S, & Vandewalle K. Properties of New Glass-Ionomer Restorative Systems Marketed for Stress-Bearing Areas. *Oper Dent*. 2020;45 (1): 104-110.
45. Mese A, Burrow MF, & Tyas M. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent. Mater. J* 2008; 27(5): 702-709.
46. Gupta N, Jaiswal S, Nikhil V, Gupta S, Jha P, & Bansal P. Comparison of fluoride ion release and alkalizing potential of a new bulk-fill alkasite. *JDC* 2019; 22(3): 296–299.
47. Corrêa-Faria P, Viana KA, Raggio DP, Hosey MT, & Costa LR. Recommended procedures for the management of early childhood caries

- lesions - a scoping review by the Children Experiencing Dental Anxiety: Collaboration on Research and Education (CEDACORE). *BMC Oral Health*. 2020;20(1):75.
48. Alsadat FA, El-Housseiny AA, Alamoudi NM, Elderwi DA, Ainoso AM, Dardeer FM. Dental fear in primary school children and its relation to dental caries. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(11):1454-1460.
49. Yazkan B. Surface degradation evaluation of different self-adhesive restorative materials after prolonged energy drinks exposure. *J Esthet Restor Dent*. 2020;1–8.
50. Chi DL, Scott JM. Added Sugar and Dental Caries in Children: A Scientific Update and Future Steps. *Dent Clin North Am*. 2019;63(1):17-33

