



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
LICENCIATURA EN ESTOMATOLOGÍA

TESIS

**COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ADICIÓN DE NANOESTRUCTURAS EN
LAS PROPIEDADES FÍSICAS DEL IONÓMERO DE VIDRIO**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE LICENCIADO EN ESTOMATOLOGÍA

PRESENTA

BERENICE PEREZ CASTRO
MATRÍCULA 201409860

DIRECTORA DE TESIS

Dra. en Cs. MARÍA DE LOS ANGELES MOYAHO BERNAL
ID 100289266

DIRECTOR DISCIPLINARIO

Dra. en Cs. Abigail Flores Ledesma
ID.100324622

DIRECTOR METODOLÓGICO

M. en S.P. Rosendo Carrasco Gutiérrez
ID. 100008655

ASESOR EXTERNO

Dra en C.S. Blanca Irma Flores Ferreyra

LECTOR

Mtro. Jorge Luis Soto Balderas
ID: 100442633

SEPTIEMBRE 2022



BUAP

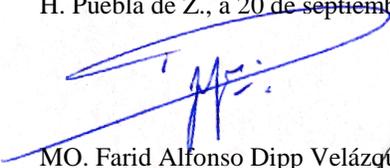
Oficio No. FESIEP/113/2022

C. Berenice Pérez Castro
Matrícula: 201409860
Alumno de la Licenciatura en Estomatología
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E.

*El que suscribe, **MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez**, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría **aprueba la impresión de la Tesis titulada “Comparación del efecto de la adición de nanoestructuras en las propiedades físicas del ionómero de vidrio”**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de **Licenciada en Estomatología**.*

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

A t e n t a m e n t e
“Pensar bien, para vivir mejor”
H. Puebla de Z., a 20 de septiembre de 2022.


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESINA RECEPCIONAL**

Para obtener el Grado de: **Licenciada en estomatología**
Registro CIFE: **2021157** Fecha: **20 de septiembre de 2022**

Título de la Tesis: **COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ADICIÓN DE NANOESTRUCTURAS EN LAS PROPIEDADES FÍSICAS DEL IONOMERO DE VIDRIO**

Nombre del alumno: **Berenice Pérez Castro**

Matrícula: **201409860**

Domicilio: **Primera Privada Villas de Covadonga n31 Col. Ignacio Agrícola Zaragoza CP.72100**

Tel: **22 27 59 34 42**

Fecha de ingreso a la Facultad: **agosto 2014**

Firma: _____

Director de tesis: **María de los Ángeles Moyaho Bernal**
Salud

Grado académico: **Doctora en Ciencias de la**

Adscripción: **Facultad de Estomatología**

ID: **100289266** TEL: **2222788841**

Firma: _____

Director disciplinario: **Abigail Flores Ledesma**

Grado académico: **Doctora en Ciencias de la Salud**

Adscripción: **Facultad de Estomatología**

ID: **100324622** Tel: **5537376611**

Firma: _____

Director metodológico: **Rosendo Carrasco Gutiérrez**

Grado académico: **Maestro en Salud Pública**

Adscripción: **Facultad de Estomatología**

ID: **100008655** Tel: **2225053084**

Firma: _____

Director metodológico: **Blanca Irma Flores Ferreyra**
la Salud

Grado académico: **Doctora en Ciencias de**

Adscripción: **Facultad de Estomatología**

ID: **n/a** Tel: **7223477130**

Firma: _____

Director metodológico: **Jorge Luis Soto Balderas**
Humano y Educativo

Grado académico: **Maestro en Desarrollo**

Adscripción: **Facultad de Estomatología**

ID: **100442633** Tel: **2221553847**

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia de Ciencias Básicas de la Facultad de Estomatología B.U.A.P

Firma: _____

Dr. en Cs. Miguel Ángel Casillas Santana

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez



Fecha: **20 de septiembre de 2022**

Sello _____

AGRADECIMIENTOS

A Dios gracias por iluminarme y darme sabiduría en cada momento para poder culminar esta etapa de mi vida, las palabras no alcanzan para describir la bondad del Señor para conmigo.

A mis padres Claudia y Primitivo por guiarme, aconsejar y siempre apoyarme en cada uno de mis sueños, por estar a mi lado en todo momento, y por ser mi ejemplo a seguir. Con mucho amor y cariño les dedico todo mi esfuerzo, todos y cada uno de los triunfos que he tenido y todos los que vendrán.

A la Dra. en Cs. María De Los Angeles Moyaho Bernal por mostrarme lo bello que es el mundo de la investigación, por siempre confiar y creerme en mí, por su paciencia infinita, por su tiempo y por enseñarme con el ejemplo que uno siempre puede lograr todo lo que se proponga.

A la Dra. en Cs. Abigail Flores Ledesma por todo el conocimiento que me ha brindado desde el día uno. Por su apoyo y comprensión en todo este proceso, por instruirme con cariño y por estar siempre presente.

Agradezco con mucho cariño a la Dra. Juana Paulina Ramírez Ortega y al Dr. Tommy porque sin su apoyo, parte de este proyecto no hubiera sido posible.

A Angel Téllez, por nunca dejarme sola, por ser tan comprensible, por enseñarme que siempre se puede seguir aprendiendo, por estar conmigo en las buenas y en las malas, por creer en mis capacidades y por ser ese ser de luz que ilumina mi camino.

A David Alexis por estar conmigo a la distancia, por creer en mí y apoyarme incondicionalmente desde que la vida volvió a unir nuestros caminos. Te dedico este esfuerzo porque sin ti nada hubiera sido igual.

A Carlos Andrés por ser una persona especial en mi vida, confiar en mí y demostrarme que no hay imposibles en este mundo.

Infinitas gracias a todos por formar parte de mi vida.

ÍNDICE	Página
1. PORTADA	1
2. TÍTULO	1
3. INTRODUCCIÓN	4
4. PALABRAS CLAVE	5
5. ANTECEDENTES	6
5.1 Generales	6
5.2 Específicos	11
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	16
7. JUSTIFICACIÓN	17
8. HIPÓTESIS	18
9. OBJETIVOS	19
9.1 Objetivo general	19
9.2 Objetivos particulares o específicos	19
10. MATERIALES Y MÉTODOS	20
10.1 Diseño del estudio	20
10.2 Población y muestra	20
10.3 Criterios de selección	20
10.3.1 Inclusión	20
10.3.2 Exclusión	20
10.3.3 Eliminación	20
10.4 Variables	21
10.5 Ubicación espacio-temporal	22
10.6 Estandarización	22
10.7 Procedimientos, técnicas y fuentes de recolección	23
10.8 Diagrama de procedimientos	28
10.9 Análisis estadístico	29
11. BIOÉTICA	30
12. RESULTADOS	31
13. DISCUSIÓN	35
14. CONCLUSIONES	41
15. ALCANCES DEL ESTUDIO	42
16. BIBLIOGRAFÍA	43
17. ANEXOS	48
17.1 Anexo 1. Ficha técnica del ionómero de vidrio	48
17.2 Anexo 2: Pautas para regulaciones	50
17.3 Anexo 3: Hojas de recolección de información	51

3. Introducción

El cemento de ionómero de vidrio (CIV) es uno de los materiales comúnmente empleados en Odontopediatría por su aplicación específica en la intervención temprana de caries; desempeña un papel importante en el manejo de los pacientes con alto riesgo, además de que siempre se encuentra en constante innovación.

Diversos reportes de la literatura han puesto en evidencia que existe una limitada durabilidad clínica de estos materiales; debido a que presentan fragilidad y deficiente resistencia al desgaste por lo que son propensos a fracturarse, así como poseen propiedades superficiales inadecuadas¹.

En la cavidad oral, las restauraciones sufren estrés por las fuerzas masticatorias que producen diferentes reacciones que conducen a la deformación, lo que finalmente puede comprometer su durabilidad en el tiempo².

Por lo tanto, diferentes estudios han tratado de incorporar y comparar diferentes materiales a base de resina, y más recientemente el uso de nanoestructuras con la finalidad de mejorar y lograr que la resistencia sea cercana a la estructura dental.

Las nanoestructuras actualmente tienen un gran auge por los beneficios que aportan, ya que por su tamaño tan pequeño son más solubles y tiene mejor difusión; de esta manera ha surgido el fosfato de plata e hidroxiapatita que se caracteriza por ser un material biocompatible, posee propiedades bactericidas debido a la liberación lenta de iones Ag⁺ y actividad fotocatalítica, por otra parte, la incorporación de la apatita al polvo aumenta la cristalinidad del CIV, para mejorar la estabilidad química y la insolubilidad en el agua.

Por su parte los materiales a base de titanio tienen importantes aplicaciones en Odontología por sus cualidades, como su resistencia a la degradación electroquímica gracias a su capa de óxido, a la respuesta positiva que induce en el organismo, a su peso relativamente bajo y a su densidad; así como su módulo de elasticidad, muy próximo al del hueso, es por ello que algunos autores afirman que el titanio es el “material de elección” en Odontología³.

Por lo cual al modificar el CIV con nanoestructuras impactaría clínicamente en la obtención de un material con mejoras en sus propiedades antibacterianas, físicas y mecánicas, y el impacto social se vería reflejado en la reducción de la caries secundaria que es tan común en la población infantil.

El propósito de este estudio experimental, *in vitro* fue comparar el efecto de la adición de nanoestructuras en pruebas físicas como flexión, solubilidad y radiopacidad.

4. **Palabras clave:** cemento de ionómero de vidrio; nanopartículas; flexión, módulo de elasticidad y radiopacidad.

5. Antecedentes

5.1 Antecedentes generales

Desde la introducción en la práctica clínica de los primeros cementos de ionómeros de vidrio (CIV), han surgido variaciones en su composición, con el fin de mejorar sus propiedades originales.

Anteriormente, la amalgama era el material empleado para restauraciones en dientes posteriores, sin embargo, el CIV convencional fue introducido por Wilson y Kent en 1969¹, éste ha sido ampliamente utilizado en odontología como material de restauración debido a su adhesión química a la estructura dental², favorable coeficiente de expansión térmica, liberación de ion fluoruro y baja citotoxicidad⁴.

En un primer momento, este cemento dental pretendía ser empleado en restauraciones estéticas para dientes anteriores, especialmente para cavidades de clase III y V. Pero al ver su adhesión a la estructura dentaria y su aplicación específica para la prevención e intervención temprana de la caries, se extendió para otros usos como: agente cementante, sellador de fosas y fisuras, recubrimiento y restauraciones inmediatas que son las de mayor uso en odontología pediátrica⁵.

Componentes de los cementos de ionómero de vidrio

La idea original fue mezclar un vidrio y un ácido poliacrílico en un intento de obtener un material estético por parte del vidrio y las propiedades adhesivas del ácido poliacrílico.

Cuadro 1. Componentes principales de los cementos de ionómero de vidrio

Vidrio	Se presenta en forma de polvo y es capaz de liberar una gran cantidad de iones (Ca^{2+} , Al^{3+} , Sr^{2+} , La^{2+} o Zn^{246}).
Poliácidos	En forma de líquido, se formuló inicialmente por ácido poliacrílico en una solución acuosa. Puede intercambiarse o combinarse con otros ácidos (tartárico, itacónico, maleico, fosfórico). De manera más genérica se puede denominar a este ácido como policarboxílico, debido a que su cadena contiene gran cantidad de radicales carboxílicos – COOH^7 .
Agua	Componente esencial de la fórmula. Su misión fundamental es proporcionar el medio en que se realizan los intercambios iónicos ⁸ .

Tomado y modificado de Mount, 1994; Mclean et al. 1994; Wilson & McLean, 1988; Mathis & Ferracane, 1989.

Actualmente, presentan una composición característica, la mayoría contiene sistemas polvo-líquido, en el que el polvo, actúa como base, y está compuesto por un vidrio de calcio-flúor-alumino silicato. Al ser mezclado con el líquido, que contiene los poliácidos se produce la reacción ácido-base que conduce al endurecimiento del material mediante un sistema de intercambio iónico.

Cuadro 2. Composición del cemento de ionómero de vidrio

Polvo	Líquido
Sílice	Ácido poliacrílico
Óxido de aluminio	Ácido itacónico
Fluoruro de aluminio	Ácido maleico
Fluoruro de calcio	Ácido tartárico
Fluoruro de sodio	Agua

Anusavice *et al.*, 1998.

Reacción química de los cementos de ionómero de vidrio

Esta reacción de fraguado se inicia cuando el líquido entra en contacto con el polvo. Los iones de H^+ atacan las partículas de vidrio y liberan Ca , Al y F que se descompone en el vidrio por acción del ácido, con la formación de un gel de sílice.

A continuación, el Ca reacciona con los poliácidos y luego con el Al . Esta sal metálica de poliacrilato se empieza a precipitar y se inicia la quelación hasta el endurecimiento. El agua es un componente importante en el fraguado ya que actúa como plastificante que reduce la rigidez, por ello, durante su colocación en el diente no debe desecarse ya que puede generar un material quebradizo y el exceso de éste favorece a su disolución⁹.

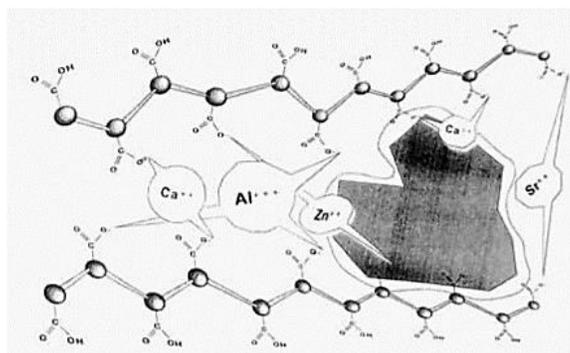


Figura 1. Reacción química de los cementos de ionómero de vidrio. De la Macorra et al., 1995

Propiedades físicas

A lo largo del tiempo, los componentes de los CIV han presentado diversas modificaciones. Las propiedades físicas varían con la relación polvo/líquido; la mezcla se hizo mediante la incorporación gradual del polvo para minimizar el efecto de la reacción exotérmica entre los componentes del cemento (Cuadro 3).

Cuadro 3. Propiedades de los primeros ionómeros de vidrio convencionales

Gama de Propiedades	Valores
Tiempo de trabajo, 23°C / min	1.3-3.8
Tiempo de fraguado, 37°C / min	2.75-4.7
Creep, 24 h /%	0.17-0.33
Material lixiviable en agua, 1 h /%	0.13-0.70
Opacidad, C0.7	0.44-0.85

Prosser *et al.*, 1984.

Clasificación según su uso

De acuerdo a Nohas y cols., los materiales a base de ionómero de vidrio pueden dividirse: según su formulación como fraguados químicos o convencionales y modificados con resina⁵.

Con base en la norma 96 para cementos dentales basados en agua de la Asociación Dental Americana, los CIV se clasifican en:

Cuadro 4. Clasificación de los cementos de ionómero de vidrio

Tipo I	Cementación
Tipo II	Restauradores
Tipo III	Forros y bases

Tomado de la Asociación Dental Americana (ADA).

Modificación de los cementos de ionómero de vidrio

Los CIV a lo largo del tiempo han demostrado ser materiales de poca durabilidad, por lo que resulta importante la incorporación de nuevos materiales a base de resina, antibióticos, y más recientemente en el uso de nanoestructuras como la hidroxiapatita, nanopartículas de plata, zirconia, partículas de vidrio bioactivas, fosfato cálcico¹⁰, partículas de amalgama de plata, sílice esférica, fibra de vidrio, nanofilamentos de óxido de zinc (ZnO), nanopartículas de óxido de titanio, así como también sustancias como la clorhexidina y

antibióticos con el objetivo de incrementar y mejorar sus propiedades físicas, mecánicas y bactericidas¹¹.

Nanoestructuras

Actualmente han surgido diferentes nanoestructuras como el fosfato de plata e hidroxiapatita y el óxido de titanio con el objetivo de incrementar y mejorar las propiedades físicas, mecánicas y bactericidas de algunos materiales dentales.

Los nanomateriales de dióxido de titanio actualmente encuentran amplias aplicaciones tecnológicas que incluyen pigmentos, cosméticos, condensadores ultradelgados, células fotovoltaicas y fotocatalisis.

El tamaño, la forma y la síntesis controlada de fase de nanocristales de óxido de titanio ha sido durante mucho tiempo uno de los temas principales en la investigación, Chen y Mao¹² han dado recientemente una excelente explicación de los nanomateriales de óxido de titanio con respecto a síntesis, propiedad, modificación, y aplicación.

Propiedades físicas

La energía mecánica es una ciencia de la física que se encarga del estudio de las fuerzas que actúan sobre los cuerpos y los efectos que tiene sobre ellos. Las propiedades mecánicas son medidas de resistencia de los materiales a la deformación (plástica o elástica) crecimiento de una grieta o fractura¹³.

Las fuerzas (energía mecánica) actúan sobre un material para producir una modificación entre la distancia de átomos y moléculas; al estado de comportamiento de los materiales, ante la acción de fuerzas; se le conoce como propiedades mecánicas¹⁴.

Los factores que más influyen en dichas propiedades de un material son su contenido en relleno, el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz¹⁴, el contenido en volumen del relleno es la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como con su resistencia a la fractura. Otras pruebas como las de compresión y flexión son comúnmente empleadas en Odontología para simular en el estrés que puede resultar de las fuerzas aplicadas clínicamente a un material restaurador, de base o de reconstrucción¹⁵.

Son tres las principales propiedades físicas del cemento de ionómero de vidrio:

Flexión: propiedad mecánica que se fundamenta en la fuerza que se le aplica a un área justo antes del instante de fractura, es decir cuanto el material puede flexionarse antes de romperse¹⁶.

Solubilidad: se refiere a la capacidad que tiene una sustancia de disolverse en otra.

Radiopacidad: cualidad de ser radiopaco o de tener la capacidad para detener o reducir el paso de los rayos X.

5.2 Antecedentes específicos

Estudios han incorporado diferentes nanopartículas al CIV para evaluar las diferentes propiedades, se han realizado estudios para tratar de mejorar las propiedades antibacterianas, físicas y mecánicas.

Safa¹⁷ y cols., en el 2018 agregaron nanopartículas de óxido de zinc (ZnO) al ionómero de vidrio para mejorar las propiedades mecánicas y antibacterianas. Se hicieron 4 grupos, G1= grupo control, G2= se incorporó el 5% en peso de partículas de ZnO, G3= el 3.5% y en el G4= 4-5%. Para la preparación de las muestras el polvo de las nanopartículas y del CIV se pesaron en una balanza digital, con una precisión de 0.0001 g. Para la prueba de resistencia a la flexión se prepararon 20 muestras (25 mm de largo x 2 mm de grosor x 2mm de ancho) en un molde dividido de acero inoxidable de forma rectangular. Los polvos de CIV de cada grupo se mezclaron con su líquido correspondiente de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Posteriormente, el molde se colocó entre dos portaobjetos de vidrio y se llenó con la mezcla. Se usaron dos tiras tipo Mylar para evitar que el CIV se adhiriera a los portaobjetos de vidrio. Se aplicó una ligera presión para extruir el exceso de materiales. Después de 15 minutos de almacenamiento a 37°C y 80% de humedad relativa, las muestras se retiraron del molde y se almacenaron en agua destilada a 37°C durante 24 hrs. Los resultados mostraron que la diferencia de resistencia a la flexión entre los materiales probados no fue estadísticamente significativa, aunque el 5% en peso del grupo de nanopartículas de ZnO mostró valores ligeramente más altos, pero no alcanzó el nivel de significancia. Descubrieron que la incorporación de este no mejoraba la resistencia a la flexión en comparación con un cemento de ionómero de vidrio convencional.

García¹¹ y cols., en 2015 incorporaron nanopartículas de titanio al CIV (FX-II) en concentraciones de 3% y 5% con nanopartículas <25 nm y las mezclaron en un vórtice durante un minuto. Los cilindros que se utilizaron en la prueba de microdureza de Vickers se fabricaron en un molde de teflón de acuerdo a las especificaciones de la ADA y se probaron en un penetrador de diamante certificado (ISO 9001: 2008) con 10N y se empleó un tiempo de permanencia de 10s para 10 muescas en las muestras de cada grupo, lo que resultó en 50 muescas de cada grupo. Los datos para esta prueba mostraron un aumento significativo en la microdureza en comparación con el cemento convencional. Para la resistencia a la flexión y a la compresión se prepararon 20 cilindros y se sometieron a flexión de tres puntos en una máquina de prueba universal a una velocidad transversal de 1 mm/min (MPa). La resistencia a la flexión y a la compresión de acuerdo con la norma ISO

9917-1:2007 e ISO 9917-2:2010. La incorporación de 3% y 5% de nanopartículas de óxido de titanio aumentaron la resistencia a la flexión ($p < 0.05$) y la resistencia a la compresión ($p < 0.0001$) y concluyeron que hay una mejora significativa de resistencia a la flexión; esto puede explicarse debido a los pequeños tamaños de las nanopartículas de óxido de titanio, ya que puede ocupar los espacios vacíos entre las partículas del CIV más grandes y actuar como sitios de unión adicionales para el polímero acrílico.

Noha¹⁸ y cols., en 2017 emplearon nanopartículas de fosfato de plata al CIV (Fuji II XGP) en concentraciones de 1%, 3% y 5% para estudiar el efecto antibacteriano y evaluar la dureza y la resistencia a la compresión; se prepararon 100 muestras de forma cilíndrica para la pruebas de microdureza y a la compresión respectivamente, las muestras para la dureza se prepararon en un molde de teflón con 7mm de diámetro y 3 mm de altura y para la prueba de resistencia a la compresión tuvieron las dimensiones de 4mm de diámetro y 6mm de altura, las muestras se dejaron secar a temperatura ambiente durante 20 min antes de sacarlas del molde y fueron recubiertas con un barniz protector y almacenado en agua destilada a 37.8°C durante 24 horas antes de la prueba. La microdureza de la superficie de las muestras se determinó utilizando Micro Surface Vickers Hardness Tester y se aplicó una carga de 50g a la superficie de las muestras durante 10s a temperatura ambiente. La medición de la resistencia a la compresión se realizó 24 horas después de la mezcla utilizando un sistema de prueba de materiales a una velocidad de cruceta de 0.5mm/min. Los resultados indicaron que se produjo una disminución en la dureza y resistencia a la compresión.

Gjorgievska¹⁹ y cols., en 2015, agregaron tres tipos diferentes de nanopartículas (zirconia, titanio y alúmina) para evaluar los efectos sobre la resistencia mecánica. Se utilizaron dos CIV, el ChemFil ® Rock y GC EQUIA™ Fil, de acuerdo con los fabricantes, se prepararon cuatro grupos que constaban de seis muestras para cada material mezclando el CIV en un mezclador de cápsulas. El primer grupo sirvió como control mientras que los otros tres grupos fueron modificados por la incorporación de nanopartículas cada una al 10% en su peso. Las nanopartículas se agregaron en concentraciones de 2, 5, y 10% y se mezclaron con el CIV sobre una baldosa cerámica para obtener la distribución más uniforme posible. El cemento recién mezclado se colocó en un molde de metal cilíndrico (4mm de diámetro por 6mm de altura) cubiertos por ambos lados con portaobjetos metálicos, se sujetó y se dejó en una incubadora a 37° C durante 1 hora para permitir el fraguado, las muestras se almacenaron a temperatura ambiente en solución fisiológica durante 1 semana. La resistencia a la compresión se probó de acuerdo con el método descrito en la norma ISO

9917-1:2007 utilizando una máquina de prueba universal a una velocidad de cruceta de 1mm/min y concluyeron que la concentración al 10% mostró los mejores resultados; así mismo demostraron que la adición de nanopartículas mejora la homogeneidad y aumenta la consistencia del material, lo que disminuye la aparición de espacios de aire y microgrietas dentro de la matriz.

Kheur²⁰ y cols., en el 2019. Agregaron hidroxapatita (HA) al CIV en cinco proporciones diferentes en peso (1%, 2%, 4%, 6% y 8%) y se manipularon a tres relaciones diferentes de líquido: polvo (3: 1, 4: 1, 5: 1) para evaluar la mejor resistencia a la flexión posible. Para preparar las muestras para mediciones de resistencia a la flexión se manipuló el CIV modificado después de agregar 6% en peso de partículas de HA de tamaño nanométrico al polvo de vidrio y mezclar en una relación líquido: polvo de 3:1. Las muestras se analizaron después de 24 horas de la preparación y se utilizó la prueba de flexión en tres puntos con un tramo de 20mm a una velocidad de cruceta de 0,5mm/min. Se encontraron hallazgos significativos que mostraron una mayor resistencia a la flexión en comparación con un CIV convencional; lo cual podría deberse al refuerzo de la matriz de cemento con las partículas de HA y la reactividad química de los cristales de HA.

Moshaverinia²⁴ y cols., en 2016 incorporaron nanopartículas de fluorapatita para mejorar las propiedades físicas como compresión, resistencia a la tracción diametral y flexión biaxial. Se pesó con precisión las nanopartículas de fluorapatita y se mezcló una cantidad apropiada (proporción de polvo de vidrio / fluorapatita de 20: 1 p/p) de polvo de ionómero de vidrio y nanopartículas de fluorapatita. La relación polvo/ líquido (P/L) 3.6/1 se utilizó según lo recomendado por el fabricante. Prepararon 48 muestras cilíndricas (6 x 3 mm) usando un molde de politetrafluoroetileno a 37°C y se almacenaron en agua destilada a 37°C durante 1 semana. Posteriormente se fabricaron muestras iguales para cada grupo. Los moldes se llenaron con la mezcla de cemento, se cubrieron con un portaobjetos de vidrio. Se aplicó presión manual durante 20 segundos mientras se extruía el material en exceso desde la parte superior del molde, las muestras se retiraron de los moldes después de 20 min. Para la evaluación de la microdureza se utilizó la prueba de microdureza de Vickers la cual se determinó utilizando un probador de microdureza (Modelo MVK-E, M 400, LECO, St. Joseph, MI, EE. UU.). Se utilizó un penetrador de diamante con 100 g de carga y un tiempo de permanencia de 10 s. los datos obtenidos demostraron que se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de microdureza de CIV con nanopartículas de fluorapatita y el grupo control, se encontró un aumento significativo en la

microdureza de las muestras con nanopartículas de fluorapatita después del almacenamiento en agua destilada durante una semana.

Priyanka²² y cols., en 2016 evaluaron las propiedades del cemento del ionómero de vidrio reforzado con nanopartículas de óxido de zinc agregándolo en porcentajes de 1%, 5%, 10% y 15% en peso (la relación polvo líquido se mantuvo según lo recomendado por el fabricante). Para la prueba de flexión las muestras se realizaron en un troquel de metal dividido de dimensiones 25 x 2 x 2 mm, de acuerdo con la norma ISO 99 17-2 y se almacenaron en agua destilada a 37 ± 1°C por un día, una semana y un mes, se retiraron del agua y se sometieron a una prueba de flexión en 3 puntos, en una máquina de prueba universal a una velocidad de cruceta de 0.5 mm / min hasta la fractura y concluyeron que la adición de nanopartículas de óxido de zinc al polvo de CIV condujo a un aumento marginal en las propiedades mecánicas y aunque el aumento no es estadísticamente significativo, el aditivo no comprometió las propiedades físicas y manejo del CIV convencional.

Moshaverinia²³ y cols., en 2008 modificaron un cemento convencional (Fuji II GIC) con N-vinilpirrolidona que contiene poliácidos, nanoxidrioxapatita y fluorapatita, para lo cual disolvieron todos los polímeros en agua destilada en una proporción de agua 1:1, se añadió ácido tartárico al 5% a la solución del polímero. Para el CIV se utilizaron las especificaciones del fabricante. Las muestras cilíndricas se prepararon usando moldes cilíndricos de politetrafluoroetileno con un diámetro de 4 mm y 6 mm de altura para la prueba de resistencia a la compresión y se cortaron en cilindros de 2 mm de espesor para la prueba de resistencia a la tracción diametral. Los moldes se rellenaron con el material y se cubrieron con cinta y un portaobjetos de vidrios, se aplastaron y se presionaron suavemente con la mano para eliminar las burbujas de aire. La muestra se retiró de los moldes después de 1 hora y se acondicionó con agua destilada a 37°C por 24 horas, se hicieron seis muestras para cada tipo de prueba. Las pruebas mecánicas se realizaron en una máquina de prueba mecánica con una velocidad de cruceta de 0,5 mm/ min y observaron que el CIV que se mezcló con nanopartículas de hidroxiapatita exhibió mayor resistencia mecánica que el grupo control y se observó la misma tendencia para las muestras que contienen nanofluorapatita.

Severino²⁴ y cols., en 2016 utilizaron discos de dos tipos de cemento de ionómero de vidrio, uno convencional y el otro modificado con resina. Ambos ionómeros fueron sometidos a un proceso químico de solubilidad durante 30 días siguiendo el protocolo establecido por la

norma ISO 4049. Se realizó la microscopía electrónica al inicio y final del período de tiempo, analizando la morfología y características de estos ionómeros y realizando las comparaciones respectivas. Concluyendo que la microscopía electrónica de barrido evidenció la diferencia entre estos dos cementos a un nivel de cambios imperceptibles a simple vista, cambios significativos en la superficie de estos cementos luego de 30 días inmersos en agua, todo esto repercutiendo en la calidad y longevidad de los tratamientos.

6. Planteamiento del problema

El ionómero de vidrio es uno de los materiales de mayor uso en el área de estomatología pediátrica; por su aplicación específica en la intervención temprana de caries; desempeña un papel importante en el manejo de los pacientes con alto riesgo²⁵.

Sin embargo, diferentes reportes de la literatura mencionan que los ionómeros de vidrio presentan varios inconvenientes: fragilidad debido a que son propensos a fracturarse, deficiente resistencia al desgaste y propiedades superficiales inadecuadas²⁶, son sensibles a la humedad en la cavidad oral al ser colocados. Estos aspectos mencionados restringen el uso de los ionómeros de vidrio para muchas situaciones clínicas²⁷.

A pesar de su baja resistencia al desgaste y rigidez de fractura, los ionómeros de vidrio pueden utilizarse como material de reemplazo de dentina y esmalte. Poseen propiedades semejantes a la estructura dentaria, no sufren contracción, reducen la micro filtración y como la mayoría de los materiales de uso odontológico tienen muy buena compatibilidad biológica²⁸.

Así mismo, la literatura ha sido evidencia para demostrar que son materiales de poca durabilidad en cavidad bucal, así como con una gran susceptibilidad a la adherencia bacteriana; lo que conlleva a la aparición de caries secundaria, la cual es una de las razones más comunes para el reemplazo de este tipo restauraciones.

Pregunta de investigación

¿La adición de nanoestructuras al cemento de ionómero de vidrio incrementa las propiedades físicas?

7. Justificación

Los sistemas de cemento de ionómero de vidrio se han convertido en importantes materiales de restauración para uso en preescolares, niños y adolescentes. Sin embargo, se ven limitados en su aplicación en la cavidad oral debido a la poca resistencia a la fractura, suelen ser quebradizos, y muestra una pobre resistencia al usarlo en superficies oclusales.

El auge de las nanopartículas se debe a su tamaño, forma, estado de aglomeración, área y carga superficial, lo que les permite ser más solubles, así como tener una mejor difusión, distribución, absorción y disponibilidad, teniendo un apogeo en sus usos, sobre todo el de las nanopartículas de plata, a las que se les ha atribuido muchas aplicaciones, incluidas en odontología, por su gran actividad antimicrobiana sin alterar e incluso para el beneficio de sus propiedades mecánicas.

El impacto clínico que surgiría a partir de estas nuevas tecnologías sería la mejora en las propiedades físicas del material modificado con la finalidad de obtener un material más resistente y de mayor durabilidad que se le podría dar uso en especialidades como odontopediatría y rehabilitación, principalmente en áreas donde la estética no es la mayor preocupación.

Actualmente el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) atiende al mayor número de población del país, entre el régimen ordinario y el programa IMSS-BIENESTAR se brinda atención alrededor de 83.2 millones de derechohabientes potenciales.

En un día normal el régimen ordinario brinda 404,118 consultas de las cuales 9,938 son de tipo dental. El cuadro básico de material de obturación otorgado a este Instituto es el ionómero de vidrio Prime Dent, del cual sabemos que es un material accesible por ser de bajo costo, sin embargo, no hay estudios en la actualidad que avalen que este material cumpla con lo prometido por el fabricante. Por lo cual este proyecto busca mejorar sus propiedades físicas con la adición de nanoestructuras.

Por otra parte, el impacto social se vería reflejado en la obtención de restauraciones con mayor permanencia en boca y esto a su vez en una menor frecuencia de visitas al odontólogo.

8 Hipótesis

H1. El ionómero de vidrio modificado con nanoestructuras presenta mayores propiedades físicas que el ionómero de vidrio convencional.

H0. El ionómero de vidrio modificado con nanoestructuras presenta propiedades físicas similares a las del ionómero de vidrio convencional.

9 Objetivos

9.1 Objetivo general

- Comparar el efecto de la adición de nanoestructuras en las propiedades físicas del ionómero de vidrio.

9.2 Objetivos específicos

- Determinar la flexión del ionómero de vidrio convencional y el modificado con nanoestructuras.
- Determinar la radiopacidad del ionómero de vidrio convencional y el modificado con nanoestructuras.
- Determinar la solubilidad del ionómero de vidrio convencional y el modificado con nanoestructuras.

10 MATERIAL Y MÉTODOS

10.1 Diseño del estudio: Estudio experimental, *in vitro*.

10.2 Muestra: por conveniencia.

- **Universo:** Ionómeros de vidrio convencionales (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™), ionómeros de vidrio modificados con fosfato de plata e hidroxiapatita, ionómeros de vidrio modificados con óxido de titanio.

10.3 Criterios de selección

10.3.1 Criterios de inclusión

- Muestras que presentaron superficie homogénea.
- Incorporación adecuada de las diferentes nanoestructuras.

10.3.2 Criterios de exclusión

- Muestras que presentaron algún defecto a simple vista.

10.3.3 Criterios de eliminación

- Todas aquellas muestras que se hayan contaminado con alguna otra partícula.
- Que no cumplieran con la longitud o diámetro requerido.
- Que tuvieran una forma irregular.
- Presentaron algún daño antes de ser sometidas a las diferentes pruebas durante su preparación.

10.4 Variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y Categoría	Tratamiento estadístico
IV modificados con nanoestructuras	IV modificados por la inclusión de nanoestructuras: fosfato de plata e hidroxiapatita, óxido de titanio.	Muestras divididas en 3 grupos: -G1: grupo control. -G2: Fosfato de plata e hidroxiapatita al 2%. -G3: óxido de titanio 2%.	Cualitativa, Nominal, policotómica	No
Flexión	Fuerza que se le aplica a un área justo antes del instante de fractura.	Se sometió a la prueba de flexión en tres puntos con la máquina universal de pruebas a una velocidad de cruceta de 1.0 mm/min.	Cuantitativa, por razón continua. (Mpa)	ANOVA y Dunnett
Solubilidad	La capacidad que tiene una sustancia de disolverse en otra	Para la prueba de solubilidad se pesó diariamente cada muestra hasta que se estabilizó y no existió una variación de peso mayor a 0.001 g.	Cuantitativa, por razón continua. (Mpa)	ANOVA y Dunnett
Radiopacidad	La radiopacidad es la capacidad que tiene un determinado material de impedir el paso de Rayos X a la película radiográfica, visualizándose en la radiografía como un área blanca.	Para la prueba de radiopacidad se colocó la muestra en el centro de una radiografía oclusal, junto con un indicador de radiopacidad	Cuantitativa, por razón continua	ANOVA y Dunnett

10.5 Ubicación espacio-temporal: Laboratorio de Biomateriales Dentales. Facultad de Estomatología. BUAP. Laboratorio de Materiales Dentales. División de Estudios de Posgrado e Investigación. Facultad de Odontología. UNAM. Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento (DITco), Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México. En el periodo enero 2021- julio 2022.

10.6 Estandarización

Previo al procedimiento definitivo, se realizaron diferentes pruebas piloto con la finalidad de que el investigador principal realizara la manipulación de ionómero de vidrio de acuerdo a las especificaciones del fabricante. Por otra parte, también se estandarizó la manipulación de las nanoestructuras, su incorporación y homogeneidad en el cemento de ionómero de vidrio de tipo convencional (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™). Y también se brindó una capacitación para la interpretación de los resultados arrojados de los diferentes instrumentos de evaluación.

10.7 Procedimientos

Preparación de las muestras

Se obtuvo el peso original del cemento del ionómero de vidrio convencional (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™) con el empleo de una balanza analítica (Adventurer Ohaus). A partir del cemento de ionómero convencional (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™), todas las muestras fueron del mismo lote para evitar variaciones en los compuestos de este. Después se formaron tres grupos con diferente nanoestructura. Grupo 1: control, grupo 2: fosfato de plata e hidroxiapatita al 2%, grupo 3: óxido de titanio al 2%.

Grupo 1. Control: el procedimiento se realizó de acuerdo con las especificaciones del fabricante (Anexo 1).

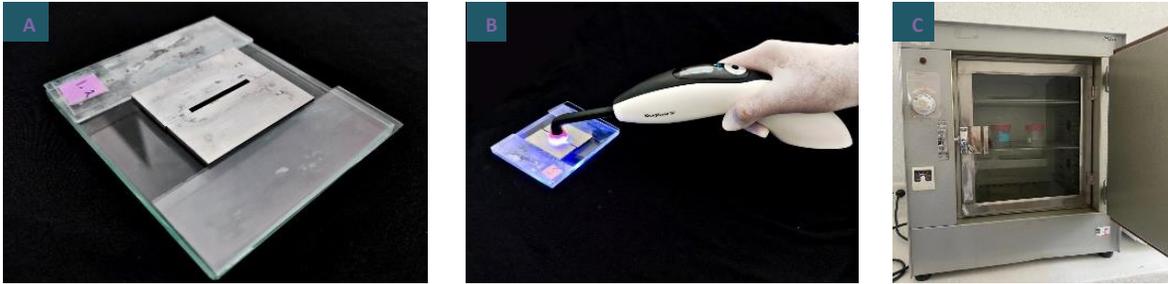
Grupo 2. Se pesó de acuerdo con el porcentaje (2%) de polvo del fosfato de plata e hidroxiapatita, y se complementó con el polvo del ionómero de vidrio comercial (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™), hasta que se obtuvo la cantidad de 0.21 gramos que corresponde a una porción de polvo y 57 microlitros de la marca comercial.

Grupo 3. Se pesó el 2% de polvo de óxido de titanio, y se complementó con el polvo del ionómero de vidrio comercial (Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™), hasta que se obtuvo la cantidad de 0.21 gramos que corresponde a una porción de polvo y 57 microlitros de líquido de la marca comercial.

Posteriormente las muestras se llevaron a las diferentes pruebas:

Prueba de resistencia a la flexión

Se prepararon muestras en forma de viga de 25 mm × 2 mm × 2 mm en un molde de acero inoxidable de acuerdo a los procedimientos descritos en la norma ISO 9917-2: 2017²⁹ ver (fig 2A). El cemento se alojó en el molde, se cubrieron con bandas de celuloide en las superficies superior e inferior, y se comprimieron con el empleo de una placa de vidrio con una carga de 500 g, se fotopolimerizó por ambos lados de la muestra durante 20 segundos cada lado a distancia cero, ver (fig. 2B). Las muestras se almacenaron a 37°C y una humedad relativa del 100% durante 24 horas, ver (fig 2C), y se sometieron a la prueba de flexión en tres puntos con la máquina universal de pruebas (INSTRON) a una velocidad de cruceta de 1.0 mm/min., ver (figs. 2 D, E y F).



A.- Molde de acero inoxidable de acuerdo a la norma ISO 99017-2 2017. B.- Fotopolimerización de la muestra. C.- Almacenamiento de la muestra a 37°C.



D y E.- Prueba de flexión en tres puntos. F.-Maquina universal de pruebas INSTRON.

Figura 2. Metodología de prueba resistencia a la flexión.

Prueba de solubilidad

Las muestras se realizaron en un molde con diámetro interno de 10 ± 1 mm y una altura de 1.5 ± 0.1 mm, ver (fig. 3A). Se mezcló el cemento en las proporciones indicadas previamente y se colocó una capa de aceite de silicón en el molde. Se llenó el molde con un ligero exceso, y se colocó encima una banda de celuloide y una plancha de vidrio. Se polimerizó durante 20 segundos por ambos lados, ver (figs. 3B y C).

Se colocaron en suspensión sobre canastillas de alambre dentro de un frasco de vidrio de capacidad de 10 ml de modo que no se tocaran entre ellos y que permanecieran sin tocarse. Se agregaron 10ml de agua tridestilada y se cerró el frasco completamente, ver (fig. 3D). Se colocaron en la estufa de laboratorio durante 24h a 37°C más menos 2, ver (fig. 3E). Transcurrido este tiempo se sacaron las muestras de los frascos y se pesaron inmediatamente, posteriormente se eliminó el exceso del agua con una sanita y se volvió a pesar. Por último, las muestras se pesaron diariamente en la balanza analítica hasta que el

peso de los frascos se encontrara estabilizado y no hubiera una variación de peso mayor a 0.001 g. durante tres días consecutivos, ver (figs. 3F, G y H).

La cantidad de material solubilizado se expresa en porcentaje a partir de la siguiente fórmula:

$$A = m_1 - m_2 / V$$

$$S = m_0 - m_2 / V$$

Donde:

A: sorción

S: solubilidad

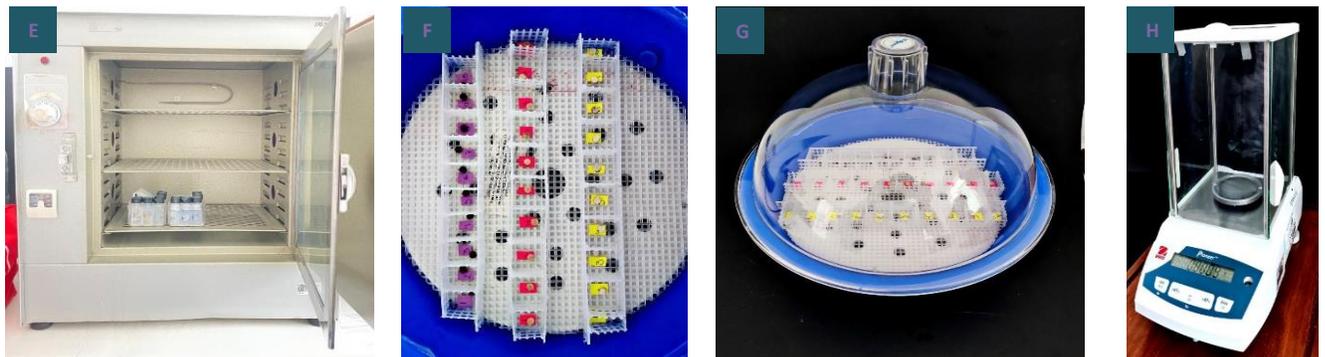
M_0 es el peso registrado antes de colocar las muestras en agua

M_1 es el peso registrado después del almacenamiento en agua

M_2 es el peso registrado después del almacenamiento y desecación



A.- Molde de acero inoxidable. B.- Lampara de fotocurado Bluphase N100 C.- Muestras fotopolimerizadas por ambos lados de los tres grupos de estudio. D.- Muestra sumergida en agua tridestilada.



E.- Almacenamiento de las muestras en estufa de laboratorio a 37°C. F y G.- Muestras en el desecador. H. Balanza Ohaus.

Figura 3. Metodología de prueba de solubilidad.

Prueba de radiopacidad

Se preparó el cemento con las proporciones indicadas anteriormente y se colocó la mezcla dentro del molde (con un diámetro interno 10 ± 0.1 mm y una altura de 1 ± 0.01 mm), y presionó con las planchas de vidrio para obtener una superficie plana, ver (fig. 4A). Después de 24 hrs., se colocaron las muestras en el centro de una radiografía oclusal, junto con un indicador de radiopacidad (gradilla de aluminio escalonada; aumento de 0.5mm en cada escalón), ver (fig. 4B). La irradiación se realizó con un aparato de Rayos-X (65 ± 5 kV) a una distancia de la película de 30 cm a partir del punto focal (la distancia fue estandarizada con un cilindro de acetato) y se realizó una exposición de 0.15s, ver (fig. 4C).

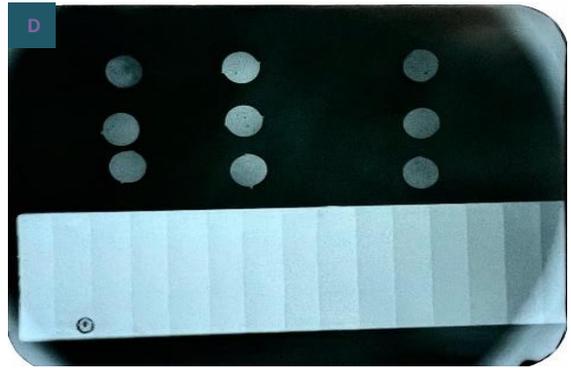
La radiografía se reveló siguiendo los tiempos de 15 seg. de revelador, 15 seg. en agua. 3 min. en fijador y finalmente 15 seg. en agua. Posteriormente se tomaron imágenes. La radiografía fue colocada al centro del negatoscopio, el cual fue cubierto con una caja de cartón para limitar la luz exterior, la caja sólo presentaba un orificio por donde el lente de la cámara fue ajustado, ver (fig. 4D). Se analizó la densidad radiográfica en base a los tonos de grises con un software para el análisis de imágenes ImageJ 1.44 (National Institutes of Health, USA).

Los valores de radiopacidad fueron determinados de acuerdo a la densidad radiográfica (tonos de grises) y convertidos a milímetros de aluminio (mm Al). La conversión se realizó de acuerdo a la siguiente fórmula reportada por Vivian⁴⁷:

Donde

A: es la densidad radiográfica del material (DRM) – densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata inferior a DRM.

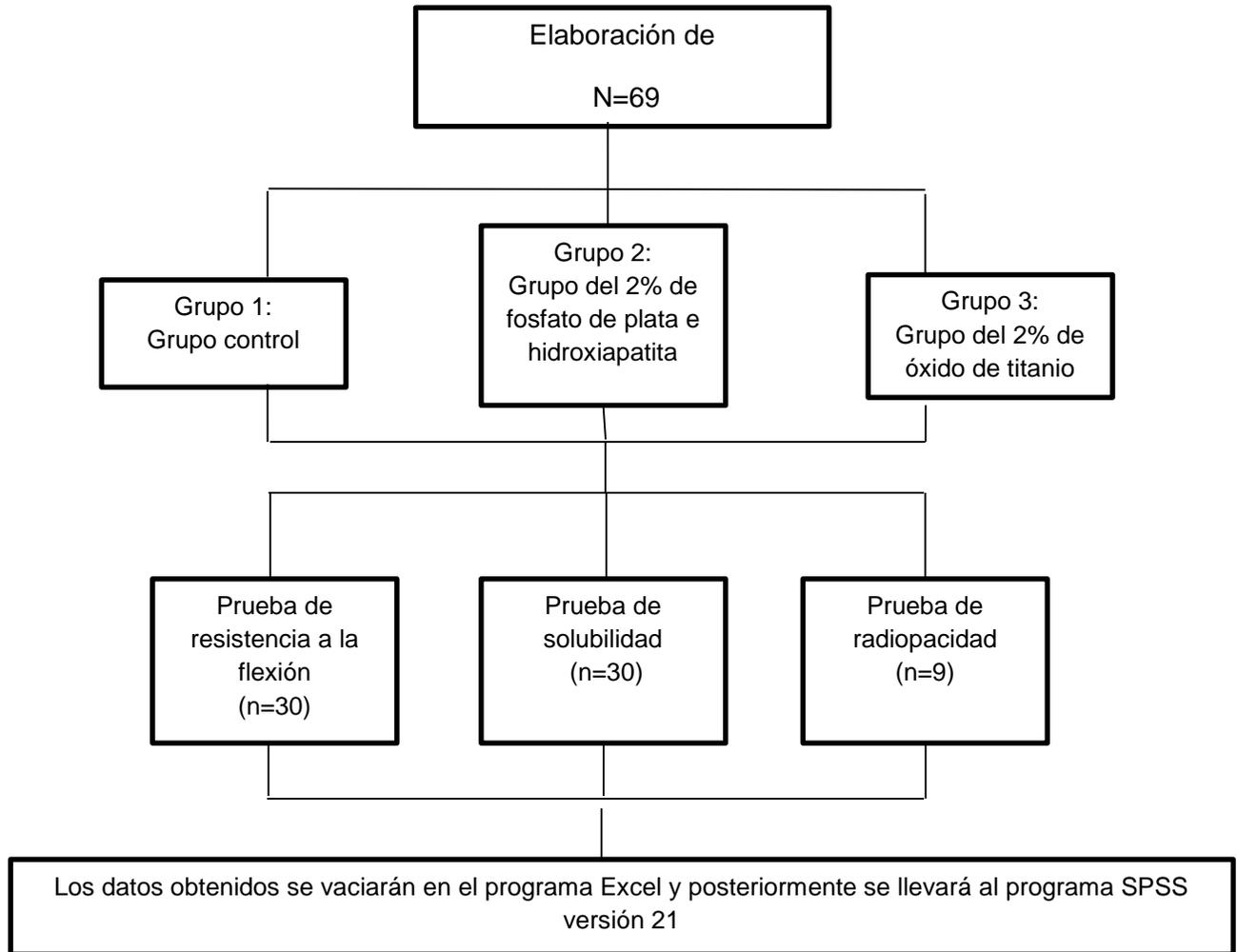
B: densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata superior a DRM
- densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata inferior a DRM.



A.- Molde de acero inoxidable de acuerdo a la norma ISO 99017-2 2017. B.Muestras y gradillas colocadas sobre la radiografía. C.- toma de radiografía. D.- Radiografía de las muestras y la gradilla.

Figura 4. Metodología de prueba de radiopacidad.

10.8 Diagrama de procedimientos



10.9 Análisis estadístico

Los datos fueron analizados en el programa estadístico SPSS versión 21, se obtuvo estadística descriptiva mediante media y desviación estándar (DE), estadística inferencial para las comparaciones y ANOVA, con p valor de <0.05 e intervalo de confianza al 95%.

Instrumentos

- Balanza analítica (Adventurer Ohaus).
Se realizó el pesaje del ionómero de vidrio y de las nanopartículas con una precisión de 0.0001g. en la balanza analítica, nivelada con la superficie, calibrada y completamente cerrada para evitar que el polvo o agentes externos pudieran alterar el peso de la muestra.
- Máquina universal de pruebas (INSTRON).
El ensayo para obtener la prueba de resistencia a la flexión se manejó con una velocidad de cruceta de 1.000 mm/min. Y una frecuencia de datos de 10.000 ptos/sec. Para cada muestra se incluyeron los datos de anchura y profundidad.

11 ASPECTOS BIOÉTICOS

De acuerdo con las pautas para regulaciones sobre nanotecnologías para impulsar la competitividad y proteger el medio ambiente, la salud y la seguridad de los consumidores. De acuerdo con los lineamientos, en los puntos 4 al 8 (Anexo 2).

NOM-018-STPS-2000. Sistema para la identificación y comunicación de peligros y riesgos por sustancias químicas peligrosas en los centros de trabajo.

NOM-096 ADA correspondiente a los cementos a base de agua.

RESULTADOS

Para la evaluación de las propiedades físicas, se realizaron tres pruebas (n=30), con excepción de la prueba de radiopacidad la cual tuvo 3 muestras por grupo. Todos los datos resultantes fueron recolectados de manera física y posteriormente se transcribieron al programa Excel 2016, el análisis estadístico se realizó en el programa SPSS versión 21 de la siguiente manera para cada una de las pruebas.

Resistencia a la flexión

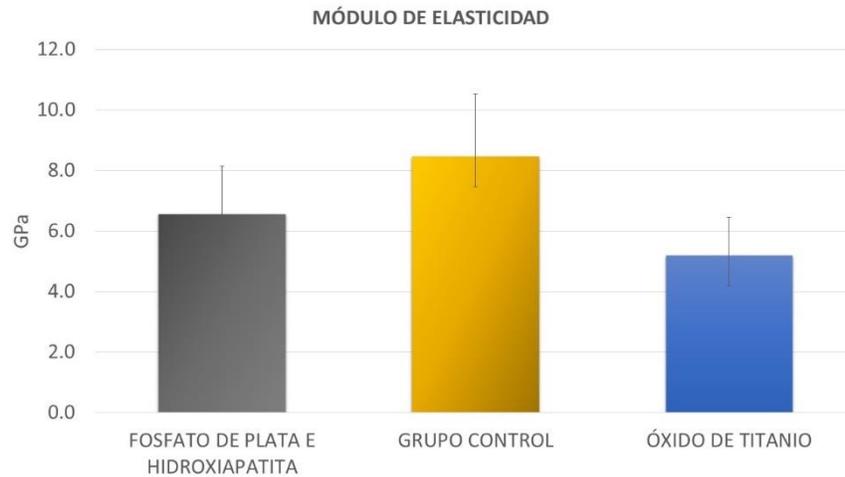
Los resultados de resistencia a la flexión muestran que el ionómero modificado con nanopartículas de fosfato de plata e hidroxiapatita, obtuvo un resultado similar al del grupo control, 81.40 y 81.27 MPa respectivamente. Por el contrario, el grupo modificado con óxido de titanio presentó una disminución de la resistencia a la flexión en comparación con el grupo control cuyo resultado fue de 59.32 MPa. Ver Grafica 1.



Grafica 1. Resistencia a la flexión
Se aplicó prueba de ANOVA y Dunnett $p < 0.05$

Módulo de elasticidad

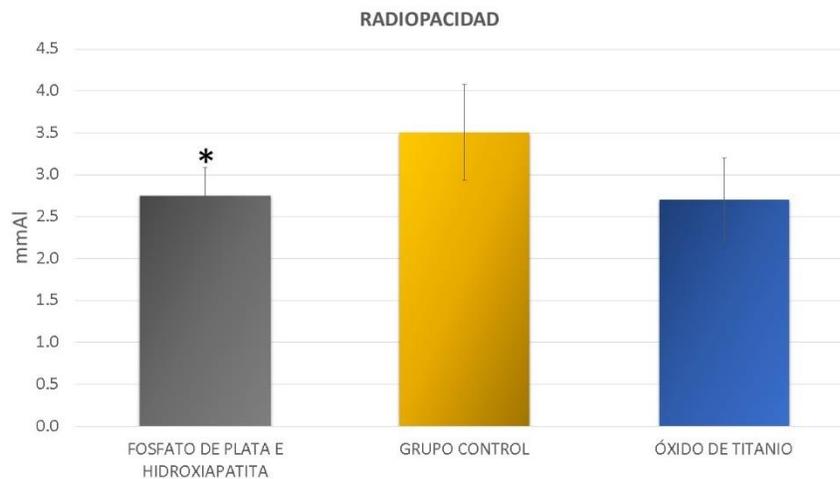
El módulo de elasticidad del ionómero de vidrio modificado con nanoestructuras está por debajo del módulo obtenido en el grupo control. Los grupos de ionómeros modificados con óxido de titanio y fosfato de plata e hidroxiapatita mostraron resultados similares, 5.2 y 6.6 GPa respectivamente. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ningún grupo. Ver Grafica 2.



Grafica 2. Módulo de elasticidad
Se aplicó prueba de ANOVA $p > 0.05$

Radiopacidad

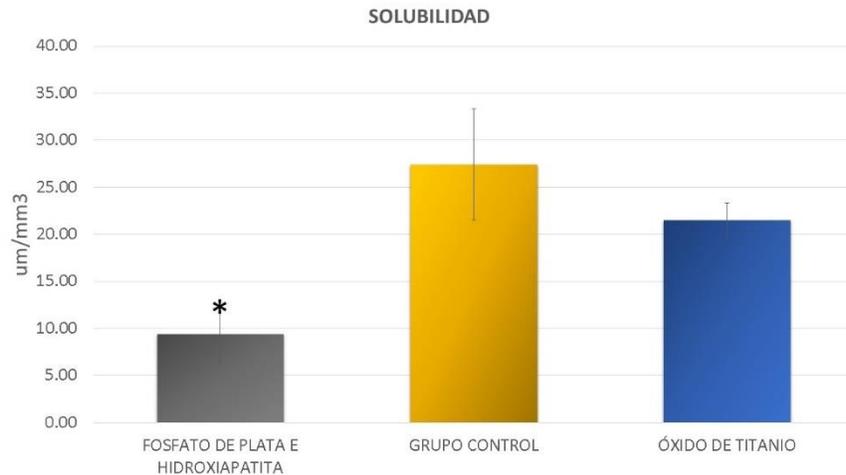
El grupo control muestra mayor radiopacidad de 3.5 mmAl, por el contrario, el ionómero de vidrio modificado con fosfato de plata e hidroxiapatita obtuvo una radiopacidad parecida al modificado con óxido de titanio, estando estos dos por debajo del grupo control con una radiopacidad menor de 3 mmAl. Ver Grafica 3.



Grafica 3. Radiopacidad
Se aplicó prueba de ANOVA Y Dunnett $p < 0.05$

Solubilidad

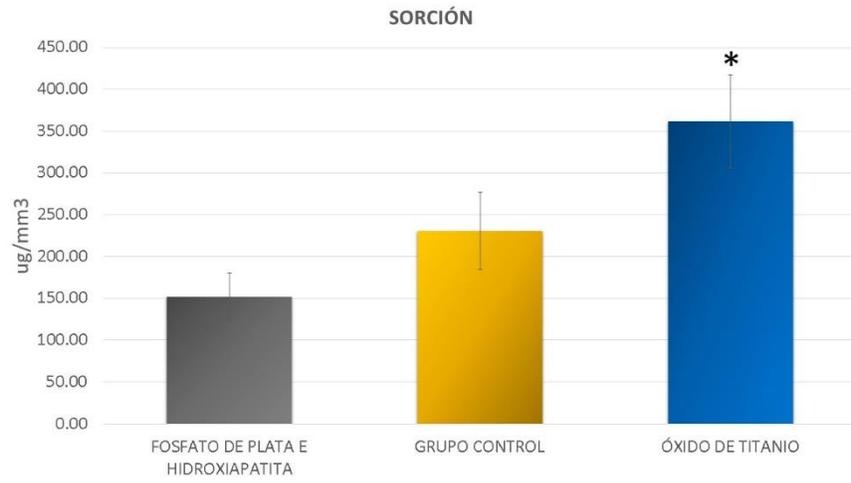
Los resultados obtenidos en la prueba de solubilidad se muestran en la gráfica 4. El ionómero de vidrio con mayor solubilidad fue el grupo control, seguido por el ionómero modificado con óxido de titanio. El grupo con menor solubilidad, fue el ionómero modificado con fosfato de plata e hidroxiapatita.



Gráfica 4. Solubilidad
Se aplicó prueba de ANOVA y Dunnett $p < 0.05$

Sorción

Se puede observar en la Gráfica 5 que el grupo con mayor sorción fue el grupo modificado con óxido de titanio, seguido del grupo control. La prueba de Dunnett arrojó que si hay diferencias significativas entre el grupo control y el grupo modificado con óxido de titanio.



Grafica 5. Sorción
Se aplicó prueba de ANOVA y Dunnett $p < 0.05$

13. DISCUSIÓN

En este estudio se comparó el efecto de la adición de las nanoestructuras en las propiedades físicas del ionómero de vidrio para determinar si hay mejoras en las mismas. En general el ionómero de vidrio tiene algunas desventajas en la parte clínica, como: fragilidad y sensibilidad inicial a la humedad, lo que puede causar una disminución de la vida útil de la restauración. Estos efectos que sufre el ionómero como la sorción de humedad y la solubilidad a los ácidos pueden causar daño a la restauración, facilitar su fractura y filtración marginal, lo que puede conllevar a una recidiva de caries y pérdida de sus propiedades mecánicas³⁰.

Actualmente existen muchos tipos de ionómeros de vidrio en el mercado, sin embargo, no todos los ionómeros son iguales, cada uno tiene sus indicaciones precisas; entre los más utilizados en odontopediatría se encuentran los CIV de obturación como: Fuji II (GC), Fuji IX GP (GC), Ketac Molar Aplicap (3M ESPE), Ketac Aplicap (3M ESPE) y Glass Fill (Pulpdent) debido a sus propiedades cariostáticas, adhesivas y biocompatibles.

La nanotecnología se ha aplicado en odontología como un concepto innovador para el desarrollo de materiales dentales con propiedades mejoradas que permitan la prevención, diagnóstico y manejo de enfermedades de la cavidad oral³¹. El uso principal se ha centrado en aumentar las propiedades mecánicas y el efecto antibacteriano¹¹.

En la actualidad han surgido nuevas modificaciones al cemento del ionómero de vidrio convencional con la incorporación de nanopartículas, entre las nanoestructuras más comunes se encuentra la plata que se ha utilizado en formas ionizadas y elementales, como zeolitas de plata o como nanopartículas.

El polvo de aleación de plata se ha agregado previamente al CIV restaurador para reforzarlo con metal y lo vuelva más fuerte y más duro. En los cementos de cermet, el polvo de plata se sinteriza al vidrio a alta temperatura. Se afirmó que este polvo sinterizado de plata aumentaría la durabilidad y mejoraría la resistencia a la abrasión¹⁸.

Otra de las nanopartículas más utilizadas es el óxido de titanio como aditivo inorgánico tiene muchas propiedades prometedoras, ya que es químicamente estable, biocompatible y antibacteriano¹⁸.

Además, la incorporación de partículas de hidroxiapatita ha llevado a una mejora significativa en las propiedades mecánicas, tales como la resistencia a la tracción diametral y de compresión y la resistencia al cizallamiento de los cementos de ionómero de vidrio²⁰.

Por otra parte, la zirconia se ha utilizado como relleno en odontología, ya que posee una excelente estabilidad química y dimensional, resistencia mecánica y tenacidad. La incorporación combinada de hidroxiapatita y zirconia a los CIV mejora las propiedades mecánicas de los CIV³².

En este estudio se decidió emplear el cemento de ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™, debido a que es el material comúnmente colocado en los derechohabientes de las distintas instituciones públicas de salud, además de acuerdo con el fabricante, menciona que sus principales indicaciones son para la restauración de dientes temporales, es estético y económico.

Desafortunadamente son muy escasos los estudios que existen sobre esta marca de ionómero de vidrio, por lo que es necesario saber si cumple con los valores mínimos propuestos por la NORMA ISO 9917-2: 2017²⁹ y si es posible mejorarlos con la agregación de nanoestructuras.

Por lo que finalmente y de acuerdo a las diferentes nanopartículas y sus principales usos, en este estudio se decidió utilizar nanopartículas de fosfato de plata e hidroxiapatita y óxido de titanio, ambas al 2%. para modificar el ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™.

Para poder determinar el porcentaje de nanopartículas en esta investigación fue necesario realizar diferentes pruebas piloto, con el empleo de diferentes porcentajes (1%, 2%, 5%, 10% y 15%), sin embargo, porcentajes arriba del 5%, el proceso de fotopolimerización fue inadecuada. Finalmente, para el estudio se utilizó un solo porcentaje de nanopartículas (2%) a diferencia de Kheur y cols²⁰., que incorporaron nanopartículas de hidroxiapatita a diferentes porcentajes (1%, 2%, 4%, 6% y 8%).

Es importante destacar que los cementos de ionómero de vidrio tienen una aplicación limitada por su baja resistencia a la fractura, su falta de fuerza y su pobre resistencia al usarlo en superficies oclusales³³. Por lo cual se decidió realizar diferentes pruebas mecánicas como resistencia a la flexión, tomando en cuenta que una buena resistencia a la flexión, evitará que el material dental se fracture y se asegure su longevidad en la cavidad oral.

Dado que la solubilidad es uno de los factores más importantes para evaluar la calidad de los materiales porque influye tanto en la tasa de degradación como en la biocompatibilidad

del material a la estructura dentaria, fue que se decidió realizar esta segunda prueba como parte de esta investigación³⁴.

Por último, una característica importante de los materiales utilizados en odontología, es su radiopacidad, que permite distinguirlo radiográficamente del esmalte y la dentina y también poder identificar si existe la presencia de caries recurrente, tomando en cuenta la importancia de lo mencionado anteriormente se han decidido realizar estas tres pruebas el ionómero de vidrio modificado con nanoestructuras, esto con la finalidad de comprobar si realmente éstas se incrementan por la adición de las diferentes nanopartículas.

Las restauraciones en cavidad oral realizadas con cementos de ionómero de vidrio son sometidas a fuerzas de flexión dentro de la misma. Por lo tanto, la primera prueba que se decidió realizar fue la resistencia a la flexión, debido a que es una de las propiedades de gran importancia en los CIV ya que una adecuada resistencia a la flexión evitará que el material dental se fracture. Kheur y cols²³., incorporaron nanopartículas de hidroxiapatita a diferentes porcentajes (1%, 2%, 4%, 6% y 8%), y observaron que mejoró significativamente la resistencia a la flexión en comparación con el grupo no reforzado, obteniendo resultados diferentes a los de este estudio en el cual el grupo modificado con nanopartículas de óxido de titanio presentó una disminución de la resistencia a la flexión en comparación con el grupo control.

Contrastando con lo obtenido por García-Contreras y cols.,¹¹ que agregaron nanopartículas de dióxido de titanio al 3% y 5 % obtuvieron un aumento en la resistencia a la flexión y a la compresión en comparación con el cemento convencional. Esta diferencia en resultados puede deberse a las cantidades agregadas al ionómero de vidrio convencional y a la sintetización de las nanopartículas.

No hubo diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo modificado con fosfato de plata e hidroxiapatita al 2%, sin embargo, el grupo al que se le agregó nanoestructuras de óxido de titanio sí presentó diferencias estadísticamente significativas.

La resistencia a la flexión de los materiales se correlaciona con su módulo de elasticidad, de tal forma que, si la primera es alta, el módulo de elasticidad lo será también³⁵; esta relación se cumple en el presente trabajo, debido a que el ionómero modificado con óxido de titanio fue el que obtuvo una menor resistencia a la flexión y es el grupo con menor

módulo de elasticidad. De igual manera el grupo con mayor resistencia a la flexión fue el grupo control que obtuvo el mayor módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad describe la relación entre el estrés y la deformación que un material sufre para una carga determinada³⁶. Idealmente, el módulo de elasticidad de los materiales ha de ser semejante al del tejido dentario. En las restauraciones de clase V, los materiales deben tener un módulo de elasticidad que les permita deformarse durante la flexión del diente, mientras que en las cavidades de clase II, el módulo de elasticidad debe ser lo suficientemente alto como para soportar las deformaciones y evitar la fractura de las cúspides³⁷. Se ha determinado que las restauraciones en dientes posteriores, debe de tener un módulo de elasticidad igual o mayor al de la dentina, (10.1-19.3 Gpa)³⁸ sin embargo en este estudio, los valores obtenidos están por debajo del mínimo aceptable, para poder ser colocados en dientes posteriores como material restaurativo. Por lo cual la agregación de nanoestructuras al ionómero de vidrio no mejora el módulo de elasticidad, en comparación con el grupo control. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ningún grupo.

El agua es importante en la composición de CIV, inicialmente es responsable de transportar iones de calcio y aluminio, que reaccionan con el ácido poliacrílico, construyendo así la matriz. La pérdida de agua dificulta el enlace iónico y puede provocar grietas en las restauraciones. Por el contrario, la adsorción de agua puede eliminar los iones y alterar las propiedades físicas del material³⁹.

La solubilidad es la capacidad de disolución en un solvente que posee la sustancia a una temperatura determinada, disolviéndose soluto en una cantidad específica de solvente⁴⁰. Esta propiedad química daña los materiales dentales, debido a que, al utilizarlos podrían entrar con agentes químicos, propios del organismo, como los fluidos orales o también con otros materiales⁴¹.

Las propiedades de sorción de agua y la solubilidad del cemento cambian las características mecánicas del material al interferir directamente en la vida media de las restauraciones⁴². Estudios previos han demostrado que la gran cantidad de sorción de agua es causa de preocupación, ya que afecta el comportamiento de propiedades como la resistencia, flexión mecánica, dureza y estabilidad mecánica.

Existe una íntima relación entre la sorción y la solubilidad, pues el agua absorbida al reaccionar con las partículas del material, produce una separación, contribuyendo a su liberación. Concordando con este estudio, en el cual el ionómero de vidrio modificado con

nanoestructuras de fosfato de plata obtuvo los valores más bajos de solubilidad y a su vez los valores más bajos de sorción, sin embargo, el grupo control fue el ionómero con mayor solubilidad, pero no obtuvo la mayor sorción, el ionómero de vidrio modificado con óxido de titanio fue el que arrojó resultados más altos en sorción y en solubilidad quedando por debajo del grupo control. Esta discrepancia en la relación entre solubilidad y sorción puede deberse al porcentaje de las nanoestructuras agregadas al material y la homogeneidad de las mismas.

Un estudio realizado por Meşe y cols., mencionaron que los valores de sorción y solubilidad van a depender del tipo y contenido del relleno, la concentración del relleno, el tamaño medio de las partículas, los agentes de acoplamiento, la naturaleza de las partículas del relleno y el tipo de solvente⁴².

La radiopacidad es otra de las pruebas establecida ISO 9917-2:2017²⁹ Cementos modificados con resina, si el fabricante afirma que el material es radiopaco.

El estudio radiográfico es un elemento auxiliar de diagnóstico, que contribuye con información para la evaluación de la calidad de la restauración, posibilitando la visualización de caries secundarias, adaptación marginal, integridad de las restauraciones y porosidades entre otras características⁴³. La radiopacidad de los materiales de restauración dental es variable. Debe entenderse que la interpretación de la radiodensidad de un material de restauración dental debe compararse con la radiodensidad de la dentina, el esmalte, la pulpa y otros materiales de restauración cuando estén presentes.

La radiopacidad en los ionómeros de vidrios es especialmente importante teniendo en cuenta que suelen ser más radiopacos que la dentina y los materiales bajo los cuales se utiliza⁴⁴.

Una de las características importantes de los materiales dentales es que presenten radiopacidad que permita distinguirlos de las estructuras dentales⁴⁵. En este estudio el grupo con mayor radiopacidad fue el grupo control, que obtuvo 3.5 mmAl. superando por mucho la norma ISO 9917-2, en la cual se basó este estudio y menciona que la radiopacidad debe ser equivalente a no menos de 1 mmAl., de igual forma tanto el grupo modificado con fosfato de plata e hidroxiapatita y óxido de titanio, están por arriba de los valores mínimos requeridos por la norma, obteniendo ambos 2.7 mmAl., permitiendo que se distinga de estructuras como la dentina que tiene una radiopacidad de 1 mmAl.

En 2001, Hara y cols., evaluaron la radiopacidad de materiales híbridos de ionómero de vidrio/resina compuesta y encontraron que Variglass, Dyract, Compoglass, Fuji II LC y Vitremer tenían una radiopacidad satisfactoria porque eran más radiopacos que el esmalte y la dentina. Concordando con este estudio en el cual, todos los grupos evaluados tienen una radiopacidad mayor que la dentina. Sin embargo, la agregación de nanoestructuras no superó la radiopacidad del grupo control. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y el grupo modificado con óxido de titanio.

El ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ modificado mediante la adición de nanoestructuras tuvo diferencias estadísticamente significativas en las pruebas mecánicas que se le realizaron.

Finalmente, y a pesar de que el ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ es un material de bajo costo, de las tres pruebas mecánicas que se realizaron, en dos, cumple con lo mínimo aceptable de acuerdo a la norma ISO9917-2:2017²⁹.

14. CONCLUSIONES

- No hubo diferencias en la resistencia a la flexión entre el ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ y el modificado con fosfato de plata e hidroxiapatita.
- El óxido de titanio disminuye la resistencia a la flexión, lo cual podría afectar su permanencia en cavidad oral al no resistir las fuerzas de la masticación.
- La incorporación de fosfato de plata e hidroxiapatita y óxido de titanio no mejoraron el módulo de elasticidad, mostraron valores por debajo del mínimo aceptable, por lo cual no es recomendable utilizarlo en dientes posteriores como material restaurativo.
- El ionómero de vidrio modificado con ambas nanoestructuras presenta una radiopacidad mayor que la dentina, lo que facilita su detección de los límites de la restauración.
- No hubo diferencias en la solubilidad entre el ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ y óxido de titanio, sin embargo, el fosfato de plata e hidroxiapatita disminuye la solubilidad, mejorando el sellado marginal de las restauraciones.
- No hubo diferencias en la sorción del agua entre el ionómero de vidrio Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ y el fosfato de plata e hidroxiapatita, pero con la incorporación del óxido de titanio si hubo un incremento, por lo que no sería recomendable utilizarlo para mejorar las propiedades físicas del material.
- Las nanoestructuras de fosfato de plata e hidroxiapatita presentan parámetros similares al CIV Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ además de que mejora la solubilidad por lo que son la mejor elección para modificar al CIV convencional.

15. ALCANCES DEL ESTUDIO

- A mediano plazo se espera realizar la modificación del CIV Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™ con fosfato de plata e hidroxiapatita con un mayor porcentaje para mejorar las propiedades físicas.
- A largo plazo trabajar en un modelo celular con la finalidad de ver las mejoras de las propiedades citotóxicas de las nanoestructuras.

16. BIBLIOGRAFÍA

1. Mount GJ. Glass ionomers: A review of their current status. *Oper Dent.* 1999; (24): 115–124.
2. Wilson A, Kent B. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol.* 1971; 21(11): 313-313.
3. Hoffmann, *El Titanio como material dental*, Barcelona 2008, vol. 19, 430-42.
4. Prosser HJ, Powis DR, Brant P, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements. The physical properties of current materials. *J Dent.* 1984; 12(3): 231-240.
5. Nohas M, Espasa E, Boj JR, Hernández M. Actualización en cementos de ionómero de vidrio en Odontopediatría. *DENTUM.* 2006; 6(3): 104-110.
6. Mount GJ. Glass ionomer cements. *Quint Int.* 1994; 25(4): 225-226.
7. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quint Int* 1994; 25(9): 587-589.
8. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin- composite hybrid material. *Dent Mater.* 1989; (5): 355-358.
9. Tantbirojn D, Rusin RP, Bui HT, Mitra SB. Inhibition of dentin demineralization adjacent to a glass-ionomer/composite sandwich restoration. *Quintessence international.* 2009; 40 (4): 287-294.
10. Hamid N, Telgi R, Tirth A, Tandon V, Chandra S, Chaturvedi R. Titanium Dioxide Nanoparticles and Cetylpyridinium Chloride Enriched Glass-Ionomer Restorative Cement: A Comparative Study Assessing Compressive Strength and Antibacterial Activity. *J Clin Pediatr Dent.* 2019; 43(1): 42-45.
11. García-Contreras R, Scougall-Vilchis R, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie 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.
12. Sidhu S. *Glass-Ionomers in dentistry.* 1st ed. London: Springer; 2016
13. Skinner E, Phillips R, Cervera Pineda C. *Ciencia de los materiales dentales.* 11th ed. México: Interamericana; 1993.

14. Luis Macchi R. *Materiales Dentales*. 4th ed. Argentina: editorial medica panamericana; 2007.
15. Kalliyana KV, Yamuna V. Effect of initiator concentration, exposure time and particle size of the filler upon the mechanical properties of a light-curing radiopaque dental composite. *J Oral Rehabil*. 1998; 25: 747-751.
16. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Kickel R. Mechanical properties and wear behavior of lightcured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000; 16: 33-40.
17. Safa S, Panahandeh N, Torabzadeh H, Aghaee M, Hasani E. Effect of incorporation of zinc oxide nanoparticles on mechanical properties of conventional glass ionomer cements. *J Conserv Dent*. 2018; 21(2): 130.
18. El-Wassefy N, El-Mahdy R, El-Kholany N. The impact of silver nanoparticles integration on biofilm formation and mechanical properties of glass ionomer cement. *J Esthet Restor Dent*. 2017; 30(2): 146-152.
19. Gjorgievska E, Van Tendeloo G, Nicholson J, Coleman N, Slipper I, Booth S. The Incorporation of Nanoparticles into Conventional Glass-Ionomer Dental Restorative Cements. *Microsc. Microanal*. 2015; 21(2): 392-406.
20. Kheur M, Kantharia N, Iakha T, Kheur S, Husain N, Özcan M. Evaluation of mechanical and adhesion properties of glass ionomer cement incorporating nano-sized hydroxyapatite particles. *Odontology*. 2019; 108(1): 66-73.
21. Moshaverinia M, Borzabadi-Farahani A, Sameni A, Moshaverinia A, Ansari S. Effects of incorporation of nano-fluorapatite particles on microhardness, fluoride releasing properties, and biocompatibility of a conventional glass ionomer cement (GIC). *Dental Materials Journal*. 2016; 35(5): 817-821.
22. Agarwal P, Nayak R, Upadhya P, Ginpupalli K, Gupta L. Evaluation of properties of Glass Ionomer Cement reinforced with Zinc Oxide nanoparticles – An in vitro study. *Materials Today: Proceedings*. 2018; 5(8):16065-16072.
23. Moshaverinia A, Ansari S, Movasaghi Z, Billington R, Darr J, Rehman I. Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dental Materials*. 2008; 24(10): 1381-1390.

24. Severino R, Severino R, Vivas-Ruiz D, Sandoval GA. Estudio comparativo mediante Microscopía Electrónica de dos tipos de ionómeros de vidrio sometidos a un proceso químico. *Ágora Rev Cient* [Internet]. 2016;3(2):351–5. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.21679/arc.v3i2.67>
25. Hebling J, Borba de Araújo F, Issao Myaki S. Manual de referencia para Procedimientos Clínicos en Odontopediatria. 1st ed. Madrid España: Livraria Santos Editora Ltda; 2014.
26. Barceló F, Y Sato M, Sánchez J, Serrano C, Guerrero J. Estudio comparativo de ionómeros de vidrio y reforzados con metal. *Revista de la Asociación Dental Mexicana*. 1999;44(5).
27. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;122(2): 154-159.
28. Croll, Restauración de clase I en un molar permanente con cemento de ionómero de vidrio- resina fotopolimeizable. Quintessence. 1995.
29. International Organization for Standardization. Dentistry—Water-Based Cements—Part 2: Resin-Modified Cements; ISO9917-2:2017; ISO: Geneva, Switzerland, 2017.
30. Cosio H, García G, Lazo L. Sorción de humedad y resistencia a la disolución ácida de dos ionómeros de vidrio de restauración: estudio in vitro. *Odontologia Vital* [Internet]. Diciembre 2020;33. Disponible en: https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?pid=S1659-07752020000200049&script=sci_arttext
31. LII / Nanoestructuras & Biomateriales [Internet]. ENES León, UNAM. [citado el 4 de agosto de 2022]. Disponible en: <https://enes.unam.mx/lii-nanoestructuras-biomateriales.html>.
32. Ching HS, Luddin N, Kannan TP, Ab Rahman I, Abdul Ghani NRN. Modification of glass ionomer cements on their physical-mechanical and antimicrobial properties. *J Esthet Restor Dent* [Internet]. 2018;30(6):557–71. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1111/jerd.12413>
33. Barceló F, Sato M, Sánchez J, Serrano C, Guerrero J. Estudio comparativo de ionómeros de vidrio y reforzados con metal. *Revista de la A*. 1999 Sep;44(5):177–81.

34. Severino Lazo R, Ayala de la Vega G, Lazo Manrique F, Severino López R. Sorción y solubilidad del cemento iónomero de vidrio y el cemento ionómero de vidrio modificado con resina. *theorēma*, UNMSM. noviembre de 2015;2(3):95–103.
35. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int* 1996; 27: 203-9.
36. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJA, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B. Dynamic elastic modulus of "packable" composites. *Dent Mater* 2001; 17: 520-5.
37. Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1998; 77: 472-80.
38. Araque Beltrán, Sandra Giselle, Caballero Pachón, Andrea Marcela, Luna Ángel, Luis Eduardo, Comportamiento biomecánico en un modelo ideal de dentina ante cargas compresivas analizado por el método de elementos finitos. *Universitas Odontológica* [Internet]. 2005;25(56):12-18. Recuperado de: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=231220952003>
39. Bissoto AF, Kicuti A, Kerber T, Minatel M, Prócida D. Evaluation of the relationship between the cost and properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Braz Oral Res.* 2015 7;1–7.
40. Anusavice K. PHILLIPS ciencia de los materiales dentales. 11ma ed. Travessera de G, editor. Barcelona; 2004. 443-493 p.
41. Lafuente S, Burguete M, Altava B. Introducción a la química orgánica [Internet]. 2011. 292 p. Available from: https://books.google.com.do/books?id=b3FTKVVWYjP4C&pg=PA206&lpg=PA206&dq=Mientras+m?s+largas+son+las+cadenas+de+los+pol?meros&source=bl&ots=YEjKcOv8UW&sig=1Ln4bjR88AvrhEz24eKQNbw_nBI&hl=es419&sa=X&ved=0ahUKEwj9yqPaxr_QAhUKJCYKHa4bB2U4ChDoAQgxMAY#v=onepage
42. Meşe A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J* [Internet]. 2008;27(5):702–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.4012/dmj.27.702>

43. Dukic W, Delija B, Derossi D, Dadic I. Radiopacity of composite dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater J* [Internet]. 2012;31(1):47–53. Available from: <http://dx.doi.org/10.4012/dmj.2011-119>
44. Prévost AP, Forest D, Tanguay R, DeGrandmont P. Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* [Internet]. 1990;70(2):231–5. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/0030-4220\(90\)90125](http://dx.doi.org/10.1016/0030-4220(90)90125)
45. Lei M, Rivelli M, Picca M, Kaplan A. Radiopacidad de Materiales Utilizados Como Sustituto Dentinario. *Rev Fac Odonto, Univ Buenos Aires*. [Internet]. 2020;35 (81); 51-56. Disponible en: https://docs.bvsalud.org/biblioref/2021/05/1222848/art6_vol35num81.pdf
46. Hara AT, Serra MC, Rodrigues Júnior AL. Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Braz Dent J*. 2001;12(2):85–9
47. Vivan R. et.al. Evaluation Of The Radiopacity Of Some Commercial And Experimental Root-End filling Materials. *O Surg O Med O Pathol O Radiol Endo*. 2009;108:e35-e38

17. ANEXOS

17.1 Anexo 1. Ficha técnica del Prime Dent Light Cure Glass Ionomer Restorative™.
Ionómero de vidrio restaurador, reforzado, radiopaco, fotocurable.

Aplicaciones recomendadas:

- 1) Restauraciones de clase III y V, particularmente para erosiones cervicales y caries de la superficie radicular.
- 2) Restauración de dientes primarios.
- 3) Ideal para reconstrucción de muñones
- 4) Aplicaciones pediátricas
- 5) Aplicaciones geriátricas
- 6) Como base o recubrimiento.

Contraindicaciones:

- 1) Recubrimiento pulpar.
- 2) En casos raros, este producto puede causar sensibilidad en algunas personas. En caso de que se produzcan estas reacciones, hay que interrumpir el uso del producto y consultar a un médico.

Instrucciones de uso:

Proporción Polvo/líquido (gr./gr.)	3,2/1,0
Tiempo de Mezcla (seg.)	20"-25"
Tiempo de trabajo (min., seg.)	3'45"
Tiempo de foto-curado (seg.)	20"
Profundidad de curado (A2) (mm)	1,8

Condiciones de Test: temperatura (23+/-1°C), humedad relativa (50+/-10%)

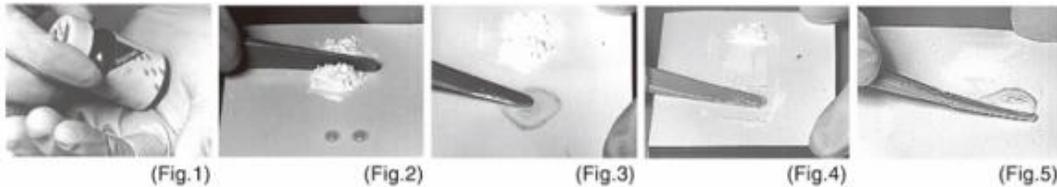
1. DISPENSADO DE POLVO Y LÍQUIDO

- a) Seleccionar el color en base a la guía de colores Vita®.
- b) La relación recomendada de polvo / líquido es 3.2 / 1.0 g. 1 cucharilla rasa de polvo por 2 gotas de líquido.

- c) Para un dispensado exacto de polvo golpear ligeramente el frasco contra la mano. No se debe agitar ni invertir.
- d) Mantener verticalmente el frasco de líquido y apretar suavemente.
- a) Tapar el frasco inmediatamente después de su uso.

2. MEZCLA

- b) Soltar el polvo en el frasco antes de dispensar (Fig. 1).
- c) Colocar una cucharilla de polvo y dos gotas de líquido sobre el bloque. Dividir el polvo en dos mitades (Fig. 2).
- d) Con una espátula de plástico esparcir el líquido en una capa fina (a un tamaño de 3cm) (Fig. 3).
- e) Introducir una mitad del polvo en el líquido y mezclar con trazos frotantes (como los materiales de impresión) durante 10-15 segundos (Fig. 4).
- f) Agregar el polvo restante y mezclar perfectamente hasta obtener una consistencia brillante. No exceder los 20-25 segundos de tiempo total de mezclado (Fig. 5).



Almacenaje

Para un óptimo resultado, conservar en algún sitio fresco y oscuro (4-25°C) (39,2-77,0°F).

Fecha de caducidad: 3 años desde la fecha de fabricación.

Precaución:

1. En caso de contacto con la mucosa bucal o la piel, eliminar inmediatamente con una esponja o algodón empapado en alcohol. Limpiar con agua.
2. En caso de contacto con los ojos, enjuagar inmediatamente con agua y buscar atención médica.
3. No mezclar polvo o líquido con ningún otro componente de ionómero de vidrio.

17.2 Anexo 2: Pautas para regulaciones sobre nanotecnologías para impulsar la competitividad y proteger el medio ambiente, la salud y la seguridad de los consumidores³².

1. Disponer las medidas necesarias para cuidar de la salud de los trabajadores laboralmente expuestos a nanomateriales, ya sea por contacto, por la piel o las mucosas, ingestión inhalación, o por cualquier otra forma de exposición.
2. Llevar a cabo las actividades para el manejo de riesgos asociados a las nanotecnologías con un enfoque multidisciplinario e integral, incluyendo los aspectos sociales, económicos y éticos relevantes; y aplicar las metodologías científicas adecuadas para la evaluación de riesgos, sin que éstas queden necesariamente limitadas a las tradicionales.
3. Requerir y mantener información de los fabricantes, importadores, distribuidores y comercializadores sobre los nanomateriales que se encuentren en el país o se tenga la intención de introducirlos, en cuanto a su toxicología, efectos al ambiente, propiedades relevantes, medidas de mitigación, remediación y alivio en caso de exposición precauciones de seguridad en su manejo, aplicación y uso, transporte, almacenamiento, disposición y desecho. Esta información debe ser actualizada cada vez que se presenten cambios. Deben incluirse incentivos, positivos o negativos, que propicien la eficacia de este
4. Impulsar la investigación y el desarrollo en las nanotecnologías, de manera colaborativa, tanto en el ámbito nacional como en el internacional, particularmente para cerrar la brecha de conocimientos sobre las propiedades de nuevos nanomateriales o nuevas para los mismos, y sus efectos potenciales en la salud y el ambiente
5. Mantener a la sociedad informada, y particularmente a los consumidores, sobre los nanomateriales en los productos puestos a su alcance y de sus posibles contenidos de efectos en el corto, mediano y largo plazos, en la medida en la que se disponga información confiable al respecto, anteponiendo siempre el interés general al interés particular, de la misma manera debe informarse, en la medida de lo pertinente, las practicas seguras en su manejo, seguimiento, rastreabilidad, prevención de liberación accidental y mitigación de sus posibles efectos nocivos, en su caso, y desecho o reciclaje.

17.3 Anexo 3: Hojas de recolección de información

Prueba de solubilidad

Grupo: _____

Fecha: _____

MUESTRA	PESO 0	PESO HUMEDO	PESO SECO	P...	P1
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					

Prueba de flexion

Grupo: _____

Fecha: _____

MUESTRA	TENS FLU (Mpa)	MÓDULO (GPa)
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		