

Estudio in vitro de la resistencia compresiva del Graphenano Dental sometido a termociclado

Cindy Johana Ortiz Tafur, Julio Alberto Mosquera Londoño y Mónica Daniela Rosales Contreras

Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Rehabilitación Oral

Director

**Lumar Augusto Lobo Delgado
Especialista en Rehabilitación Oral**

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

**División de Ciencias de la Salud
Especialización en Rehabilitación oral**

2022

Tabla de contenido

1. Introducción.....	9
1.1 Planteamiento del problema.....	10
1.2 Justificación	11
2. Marco Teórico.....	12
2.1 Sistema Estomatognático.....	12
2.1.1 Funciones de sistema estomatognático.....	12
2.1.2 Fuerzas masticatorias.....	12
2.2 Biomateriales Dentales	14
2.2.1 Propiedades de los Biomateriales dentales.....	14
2.2.2 Materiales para tratamientos protésicos.....	15
2.3 Grafeno	16
2.3.1 Historia.....	16
2.3.2 Composición.....	17
2.3.3 Propiedades físicas.....	18
2.3.4 Propiedades mecánicas.....	18
2.3.5 Propiedades químicas.....	19
2.3.6 Propiedades Biológicas.....	19
2.3.7 Presentación e indicaciones del material.....	19
2.4 Evaluación de las propiedades del grafenano dental.....	21
2.4.1 Máquina de Termociclado.....	22
2.4.2 Máquina Universal de Ensayos Instron.....	22
3. Hipótesis.....	23
3.1 Hipótesis Alternativa	23
3.2 Hipótesis Nula.....	23
4. Objetivos.....	24
4.1 Objetivo general.....	24
4.2 Objetivos específicos	24
5. Métodos.....	24
5.1 Tipo de estudio.....	24
5.2 Universo.....	24
5.3 Muestra	24
5.3.1 Muestreo.....	24
5.4 Criterios de selección del estudio	25
5.4.1 Criterios de inclusión.....	25
5.4.2 Criterios de exclusión.....	25
5.5 Variables	25
5.6 Instrumento	25
5.7 Procedimiento	25
5.8 Plan de Análisis estadístico.....	28
5.8.1 Plan de análisis Análisis univariado.....	28
5.8.2 Plan de Análisis bivariado.....	28
5.9 Prueba Piloto.....	28
5.10 Consideraciones éticas	28
6. Resultados.....	28

6.1 Análisis Univariado	29
6.1.1 Aspectos generales.....	29
6.1.2 Esfuerzo compresivo y tiempo.....	29
6.1.3 Comportamiento en el proceso de termociclado.....	31
6.2 Análisis Bivariado.....	33
7. Discusión.....	34
8. Conclusiones.....	35
9. Recomendaciones.....	36
Referencias.....	37
Apéndices.....	41

Lista de tablas

Tabla 1. Resistencia a la fractura y tiempo de ocurrencia	29
Tabla 2. Resistencia a la fractura de grupo control.....	31
Tabla 3. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 1.000 ciclos de termociclado.....	32
Tabla 4. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 3.000 ciclos de termociclado.....	32
Tabla 5. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 5.000 ciclos de termociclado.....	32
Tabla 6. Resistencia a la Fractura del grupo control, 1.000 ciclos, 3.000 ciclos y 5.000 ciclos de termociclado.....	33

Lista de figuras

Figura 1. <i>Grafeno como material para uso dental investigado</i>	17
Figura 2. <i>Catálogo cromático</i>	20
Figura 3. <i>Comparación de materiales restauradores ante diversos tratamientos</i>	20
Figura 4. <i>Tipo de prótesis de acuerdo al material.</i>	21
Figura 5. <i>Termociclador digital SD Mechatronik</i>	22
Figura 6. <i>Máquina de compresión Instron</i>	23

Lista de apéndices

Apéndice A. <i>Operacionalización de las variables</i>	41
Apéndice B. <i>Instrumento de recolección de datos</i>	42
Apéndice C. <i>Análisis Bivariado</i>	43
Apéndice D. <i>Carta de solicitud de patrocinio a Adental</i>	44
Apéndice E. <i>Respuesta de solicitud de patrocinio a Adental</i>	45

Resumen

Introducción: Actualmente la nanotecnología ha permitido el desarrollo de nuevos materiales utilizados para completar o sustituir en su totalidad la pieza dental, atribuyéndole propiedades que mejoran su comportamiento y durabilidad. Este disco de G-CAM, está indicado para la realización de restauraciones dentales permanentes. Sin embargo, al tratarse de un compuesto tan novedoso, no existe evidencia científica que corrobore la efectividad de sus propiedades en cavidad oral.

Objetivo: Evaluar la resistencia a la compresión del G-CAM sometido a termociclado en los diferentes periodos de tiempo. **Métodos:** El diseño de estudio es experimental in vitro utilizó 80 láminas de G-CAM grafeno con medidas de 12 x 14 x 0.6 mm, distribuidas en 4 grupos; T0 o grupo control expuesto a esfuerzo compresivo, y los grupos T1, T2 y T3, antes de ser sometidos a esfuerzo compresivo en la máquina de ensayos Instron, se aplicaron 1.000, 3.000 y 5.000 ciclos en el termociclador para simular las condiciones de la cavidad oral. Finalmente se obtuvieron los valores correspondientes al esfuerzo compresivo y tiempo de ocurrencia del fracaso en segundos para ser analizados. **Resultados:** el valor promedio de resistencia a la fractura de las 80 láminas de G-CAM que hicieron parte del estudio fue 0,98 DE [$\pm 0,79-1,45$ N] (5,85 DE [$\pm 2,45-9,28$] MPa), evidenciando que el valor mínimo de resistencia a la fractura fue de 0,41 N (2,45 MPa) y el valor máximo de 1,55 N (9,28 MPa). Con relación al tiempo en segundos, se logró evidenciar que el tiempo promedio en el cual las 80 láminas presentaron la fractura fue de 51,81 segundos, con un tiempo mínimo de ocurrencia de 20,8 segundos y un tiempo máximo de ocurrencia de 87,75 segundos. **Conclusiones:** La resistencia a la compresión promedio del G-CAM grafeno fue de 0,98 DE [$\pm 0,79-1,45$ N] con un tiempo de ocurrencia del fracaso de la muestra de 51,81 segundos.

Palabras clave: G-CAM, Grafenano dental, láminas, Rehabilitación oral, Resistencia a la fractura

Abstract

Introduction: Currently, nanotechnology has allowed the development of new materials used to complete or completely replace the dental piece, attributing properties that improve its behavior and durability. This G-CAM disc is indicated for the realization of permanent dental restorations. However, being such a novel compound, there is no scientific evidence to corroborate the effectiveness of its properties in the oral cavity. **Objective:** To evaluate the compressive strength of G-CAM subjected to thermocycling in different periods of time. **Methods:** The study design is experimental in vitro obtained 80 sheets of G-CAM graphene with measurements of 12 x 14 x 0.6 mm, distributed in 4 groups; T0 or control group exposed to compressive stress, and groups T1, T2 and T3, before being subjected to compression in the Instron testing machine, 1,000, 3,000 and 5,000 cycles will be applied in the thermocycler to simulate oral conditions. Finally, the values corresponding to the compressive effort and the time of occurrence of the failure in seconds were obtained to be analyzed. **Results:** the mean fracture resistance value of the 80 G-CAM sheets that were part of the study was 0.98 SD [$\pm 0.79-1.45$ N] (5.85 SD [$\pm 2.45-9.28$] MPa), showing that the minimum fracture resistance value was 0.41 N (2.45 MPa) and the maximum value was 1.55 N (9.28 MPa). In relation to the time in seconds, it is anticipated that the average time in which the 80 plates appeared the fracture was 51.81 seconds, with a minimum time of occurrences of 20.8 seconds and a maximum time of occurrences of 87.75 seconds **Conclusions:** The average compressive strength of G-CAM graphene was 0.98 SD [$\pm 0.79-1.45$ N] with a sample failure time of occurrence of 51.81 seconds.

Keywords: G-CAM, dental graphenan, sheets, oral rehabilitation, fracture resistance

1. Introducción

Se conoce como biomaterial dental a cualquier sustancia o combinación de las mismas, de origen natural o sintética, diseñada con el fin de interactuar directamente con tejidos de origen biológico, en este caso específico, con tejido de origen dental, por un periodo determinado de tiempo sin causar daño alguno. Los biomateriales ofrecen la capacidad de tratar o sustituir un órgano o tejido, con el propósito de devolver o mejorar el funcionamiento del fragmento biológico afectado (1). Existe información sobre el uso de biomateriales dentales muy reducida, sin embargo, este uso se remonta a miles de años atrás.

La formación de una cavidad sobre la estructura dental tiene su origen gracias a la acción de los ácidos producidos por las bacterias presentes en la cavidad oral, las cuales desmineralizan tanto el componente inorgánico como la matriz orgánica del diente, provocando a largo plazo, la pérdida del mismo. Desde tiempos remotos, este tipo de problemas han sido solucionados a partir de restauraciones compuestas por diversos materiales, dentro de los cuales cabe mencionar el marfil, corcho, tela, láminas de metal, entre otras. Un ejemplo de lo anteriormente descrito fue la hazaña realizada por Fauchar, considerado el padre de la odontología moderna, quien utilizó cilindros de plomo y láminas de estaño para rellenar las cavidades dentales. Sin embargo, fue hasta el siglo XIX que surgió el desarrollo de los hoy conocidos polímeros y hasta el siglo XX, se dio la implementación de este con fines restauradores en salud (2,3).

Los biomateriales dentales ofrecen propiedades únicas, las cuales pueden clasificarse en físicas, químicas, eléctricas, electroquímicas, superficiales, biológicas y mecánicas, siendo estas últimas de gran importancia en la clínica dental por corresponder al comportamiento que presenta el biomaterial al ser sometido a fuerzas externas (4), como las producidas por los músculos del sistema estomatognático durante el proceso masticatorio que se da a lo largo de la vida. Esta propiedad mecánica de los biomateriales dentales es de gran importancia para los clínicos pues determina el éxito y durabilidad del tratamiento dental (5).

Actualmente la nanotecnología ha permitido el desarrollo de nuevos materiales utilizados para completar o sustituir en su totalidad la pieza dental, atribuyéndole propiedades que mejoran su comportamiento y durabilidad. Un ejemplo es el Graphenano Dental (G-CAM), una estructura de carbono 2D, caracterizado por su alta dureza y elevada elasticidad (evitando la fractura), constituida por una única capa de átomos de carbono sp^2 que conforman una red hexagonal, similar al grafito (3). Proveniente del convenio firmado entre las empresas Graphenano y Eckermann para la fabricación de óxido de grafeno con fines restauradores en campo de la odontología con la capacidad de interactuar a escala nanométrica (3).

El G-CAM, está representado en discos de biopolímero nano reforzado con grafeno, que evita la absorción de líquidos y mantiene intactas sus propiedades a lo largo del tiempo, además de mejorar la superficie biológica por su capacidad antifúngica y bacteriostática (3). Este disco de G-CAM, está indicado para la realización de restauraciones dentales permanentes y se encuentra disponible en diversas capas cromáticas, que les proporcionan un aspecto natural y altamente estético. Adicionalmente, mejora sus propiedades mecánicas, biológicas y físico-químicas de los materiales complementarios en el tratamiento dental (3).

Sin embargo, al tratarse de un compuesto tan novedoso, no existe evidencia científica que corrobore la efectividad de sus propiedades en cavidad oral, por lo que se realiza el presente estudio in vitro, cuyo principal propósito es evaluar la resistencia a la compresión del G-CAM después de termociclado por medio de la máquina de ensayos instron.

De acuerdo con lo anterior y con el propósito de llevar a cabo el objetivo de la presente investigación in vitro, se desarrollaron diversos puntos a lo largo del documento. Inicialmente se expuso la problemática y justificación, donde se dio a conocer el G-CAM como material dental novedoso para la realización de restauraciones permanentes, cuyo limitado conocimiento en el país representa una necesidad para los investigadores.

Luego, se presentaron los objetivos de la investigación con el fin evaluar la resistencia a la compresión del G-CAM, por medio de una máquina de termociclado e instron y comparar su comportamiento a lo largo de uno, tres y cinco años.

Posteriormente, se estableció la metodología, donde se planteó la población, muestra, criterios de selección, procedimiento, variables, instrumentos de recolección de datos y el análisis estadístico para así finalmente, dar a conocer los resultados del estudio, con el respectivo desarrollo de la discusión y generación de conclusiones con relación al comportamiento de este nuevo biomaterial.

1.1 Planteamiento del problema

El profesional en rehabilitación oral tiene la función de conservar y mejorar la salud bucodental del paciente y, por ende, su calidad de vida, a través de la realización de tratamientos pertinentes según las necesidades propias de cada caso. Por lo anterior, es fundamental que el operador realice una buena anamnesis, examen oral, diagnóstico y mantenerse a la vanguardia con los materiales restauradores que ofrece el mercado en la actualidad, donde es indispensable el completo conocimiento sobre la composición, indicaciones, propiedades y contraindicaciones, que permitan realizar una adecuada selección y así finalmente brindar un tratamiento adecuado (1,6).

La odontología actual seguirá aportando una constante evolución de los biomateriales dentales, con múltiples mejoras, alcanzando mayores niveles de sofisticación, durabilidad y biocompatibilidad, generándose una vinculación entre la alta tecnología y el consumo masivo, lo que justifica el desarrollo de nuevos biomateriales (1,3). Por eso, se hace necesario el estudio de las propiedades y desarrollo de nuevos biomateriales, pues es precisamente esto lo que define el comportamiento físico, químico, mecánico y estético de cierto material (1,4).

Dentro de los materiales de uso odontológico que están a la vanguardia, se encuentra el G-CAM; primer producto de Graphenano dental que se ha comenzado a comercializar en el sector salud. Caracterizado por poseer la capacidad de mejorar todas las carencias mecánicas, fisicoquímicas y biológicas como su baja flexibilidad, limitada resistencia a la fractura y biocompatibilidad; del resto de materiales empleados en el sector comercial, convirtiéndose en el material idóneo para tratamientos protésicos (3). No obstante, existen estudios limitados sobre el uso del material en cuestión y en el territorio nacional su conocimiento y uso es reducido, por lo

que la falta de evidencia científica representa un inconveniente frente al conocimiento y efectividad del G-CAM.

Las necesidades mencionadas, llevan a los investigadores del presente estudio a plantearse la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el comportamiento mecánico del G-CAM frente al esfuerzo compresivo después del termociclado a uno, tres y cinco años?

1.2 Justificación

La cavidad oral se considera un ambiente con múltiples adversidades y completamente extremo para cualquier tipo de material de uso biológico, debido a las condiciones propias de la cavidad bucodental como los cambios de temperatura, la humedad, la presencia de bacterias, los ácidos, enzimas, el pH de la saliva, e incluso, las fuerzas masticatorias a las que es sometido el material de manera reiterativa. Por tal motivo, el constante estudio y diseño de materiales para el uso de restauraciones dentales y/o prótesis totales más duraderas, es una actividad clave para el desarrollo de la odontología, y así mismo es trascendental contar con la certeza de que dicho material empleado para el tratamiento restaurador avale sus propiedades y durabilidad ante las condiciones propias de la cavidad oral (7).

Las resinas basadas en polimetilmetacrilato (PMMA) poseen propiedades mecánicas moderadamente bajas como la poca resistencia al impacto, baja resistencia transversal y de flexión, derivada de la formación y propagación de grietas cuando se someten a esfuerzos mecánicos que impiden su uso para restauraciones permanentes dentro de la cavidad oral en general. La adición de nano fibras y nano hojas de grafeno en las resinas de PMMA, han permitido el avance de las propiedades mecánicas de estos materiales (3,8). El desarrollo reciente en nanotecnología da paso al uso de materiales de la familia del grafeno reforzado en varios polímeros. El grafeno prístino es una única lámina de átomos de carbono conjugados dispuestos en un patrón de panal. Tiene dos derivados, el óxido de grafeno (GO) y el óxido de grafeno reducido (rGO) que se pueden funcionalizar y combinar con polímeros para producir compuestos con propiedades personalizadas (8), siendo precisamente esta caracterización físico-mecánica del material y el estudio de su interacción con el medio biológico, fundamental para el desarrollo de la presente investigación.

La presente investigación, aporta información que contribuye a la formación académica de los estudiantes tanto de pregrado en odontología como posgrado en rehabilitación oral de la Universidad Santo Tomás, permitiéndoles ofrecer un tratamiento de mayor calidad a los pacientes, puesto que es considerable el uso de uno de los materiales más recientes e innovadores de la industria odontológica. También enriquece favorablemente el conocimiento y la práctica diaria de los rehabilitadores orales, pues este material ofrece propiedades idóneas con la capacidad para realizar tratamientos protésicos más duraderos y mucho más estéticos, llevando la consulta odontológica a un nivel superior.

En cuanto al entorno social, el presente trabajo de investigación ofrece un aporte positivo a los pacientes, pues gracias a las propiedades biológicas del G-CAM como la excelente biocompatibilidad, la adaptación en cavidad oral que aporta gran confort y, sus propiedades

mecánicas que permiten prolongar la vida útil de las estructuras rehabilitadoras, en complemento con los conocimientos técnico-científicos que poseen los profesionales de la salud oral, garantizan un tratamiento exitoso, lo que a su vez mejora la relación entre operador y paciente durante la consulta odontológica.

Según el autor Milton Chen, la sociedad es considerada buena según haya sido su educación (9), lo que la investigación desarrollada a continuación contribuye al avance y ampliación del conocimiento que obedece a las tendencias actuales de la industria odontológica, además de aportar a la evolución de las nuevas tecnologías en salud; afianzando los conocimientos del clínico y a su vez permitiendo brindar una excelente atención a los pacientes que genere un alto grado de satisfacción personal por realizar tratamientos que mejoren la calidad de vida.

2. Marco Teórico

2.1 Sistema Estomatognático

El sistema estomatognático está conformado por estructuras óseas, dientes, músculos, articulaciones, glándulas y componentes vasculares, linfáticos y nerviosos asociados, entre las cuales se pueden distinguir estructuras pasivas o estáticas, estructuras activas o dinámicas y estructuras anexas. (10).

2.1.1 Funciones de sistema estomatognático.

Esta unidad morfofuncional, definible e indivisible tiene como principales funciones: la masticación, fonación, respiración y deglución (10,11).

2.1.1.1 Masticación.

La masticación es un conjunto de respuestas motoras, rítmicas y aprendidas, donde interactúan tanto actividades reflejas como voluntarias y que presenta una continuidad casi automática, siendo solo el inicio y final de dicha actividad, completamente consciente (12). La masticación inicia con la activación neural sobre los músculos del sistema masticatorios, dicha activación se inicia en los propioceptores fijados en la mucosa bucal (13,14)

2.1.2 Fuerzas masticatorias.

Se define por fuerza a la energía natural de las cosas capaces de producir trabajo y se mide en Kg o Newton (N) (15). Las fuerzas generadas entre el maxilar superior e inferior durante la masticación, conocidas como fuerzas masticatorias, producen una contracción isométrica de los músculos pterigoideo interno, masetero y temporal, encargados de elevar la mandíbula (16). La cantidad de fuerzas que un ser dentado puede generar durante este movimiento depende básicamente de dos factores: del tamaño de los músculos masticatorios, ubicación de las piezas dentales y, de la eficacia mecánica de la mandíbula (17).

Las fuerzas oclusales corresponden a la sumatoria de fuerzas que se producen entre los dientes y el sistema de labios, carrillos y lengua. Existen diferentes tipos de fuerzas ejercidas sobre las superficies dentales que se encuentran al momento de la masticación: Dos fuerzas opuestas entre

sí, que actúan en un material alejándose sobre la misma recta se considera las fuerzas de tracción; cuando dos fuerzas opuestas entre sí, que actúan en un material aproximándose sobre la misma recta Ej: fenómeno de compresión de la cúspide antagonista, sobre el material de obturación se considera una fuerza de compresión; Dos fuerzas opuestas que actúan sobre un material, alejándose sobre diferentes rectas paralelas y muy cercanas entre sí y paralelas a la superficie del material se consideran fuerzas de cizalla; el esfuerzo resultante de aplicar fuerzas perpendicularmente al eje principal del elemento que tienden a doblarlo se consideran las fuerzas de flexión, por último dos fuerzas que giran en sentido opuesto entre sí, generando deformaciones helicoidales son las fuerzas de torsión. (18).

2.1.2.1 Fuerza masticatoria máxima anatómica (FMMA).

Esta fuerza, hace referencia a la máxima potencia de contracción que pueden producir los músculos masticatorios encargados de elevar la mandíbula, la cual se puede obtener a partir de la relación que existe entre las fuerzas que produce un músculo y su área. Los valores normales son de 210-400 Kg, según datos fisiológicos obtenidos por Gysi y Fick, donde 1 cm² de área transversal del músculo, puede desarrollar de 5 a 12 kg de fuerza (16,19).

2.1.2.2 Fuerza masticatoria funcional (FMMF).

La fuerza masticatoria máxima funcional obedece a la fuerza que se genera entre los dos maxilares gracias a la máxima contracción voluntaria que se da por los músculos de la masticación, con valores entre los 60-70 Kg (16,19). Esta fuerza es mucho menor que la anatómica, pues los componentes periodontales y pulpares de cada una de las piezas dentales limitan la actividad de los músculos elevadores mandibulares evitando la producción de lesiones en las estructuras del sistema estomatognático, así como los receptores nerviosos de la articulación temporomandibular, tendones y músculos adyacentes (19).

Durante el acto de la masticación el sistema estomatognático genera unos movimientos multidireccionales y cíclicos, los que según su dirección pueden estar dados por fuerzas tensionales (en sentido vertical) y de torsión (giro sobre su eje). (18) Durante esta actividad, se genera una fuerza de 15 a 20 kg, sin embargo, solo se emplea alrededor del 20 al 30% de esta fuerza con el fin de lograr una mayor eficiencia con un mínimo esfuerzo y sin presencia de dolor, lo que permite preservar y proteger la integridad de las estructuras (19).

Adicionalmente, se puede indicar que la fuerza masticatoria de un hombre es mayor a la de una mujer, arrojando medidas de 53.6 a 64.4 kg y de 35.8 a 44.9, respectivamente, de igual forma ocurre con el tipo de diente, donde los incisivos centrales contienen una fuerza de 13.2 a 23.1 kg, mientras que los molares de 41.3 a 89.9 kg (19)

Se realizó un estudio de la FMMF en adultos jóvenes chilenos en el cual “se observaron diferencias significativas de las FMMF entre hombres y mujeres en todas las regiones, concordando con algunos estudios previos. En relación al sexo masculino, las medias de FMMF obtenidas en el presente estudio en la región molar fue de 698 N. Sin embargo, otros autores describen valores superiores de 777 N, la media de FMMF del sexo femenino en la región molar 466 N (20).

Estas fuerzas van a generar varios tipos de tensión sobre la estructura dentaria, una es la tensión compresiva, que se produce cuando una carga tiende a comprimir un cuerpo y la otra es la tensión por flexión, la cual se presenta en fuerzas tangenciales. Las tensiones por comprensión y flexión que se generan sobre el diente están relacionadas con la angulación vestibulolingual que presentan dichas piezas (15).

Cuando se plantea la necesidad de restaurar la pieza dental con una restauración de cobertura completa es muy importante considerar estas fuerzas oclusales y la tensión que va a recibir el material. El principio de Newton dice que "ante una fuerza existe una reacción en sentido opuesto, de la misma magnitud y a esta se la denomina tensión". La corona, entonces, se opondrá a dicha fuerza con una resistencia, igual y en sentido contrario a la fuerza recibida, por lo tanto, habrá tensión que, al traspasar el módulo de elasticidad, llamado módulo de Young el cual corresponde a una deformación elástica y se traduce la rigidez de un material medido en pascales que se manifestará en fractura (21).

Existen diferentes factores que pueden influir en la FMMF, tales como las condiciones de la dentición, fuerza de los músculos de la masticación, condiciones de la articulación témporo mandibular (ATM) tipo de alimentación. Se ha comprobado que los sujetos con una dieta rica en alimentos de mayor dureza y fibras tienen una mayor FMMF. La edad también se considera un factor influyente en la FMMF, demostrando que a mayor edad menor FMMF (20).

2.2 Biomateriales Dentales

Los materiales empleados para procedimientos dentales comprenden una rama de la odontología que analiza sus principales propiedades desde los puntos de vista biológicos, mecánicos y físico-químicos, así como también su manipulación por el operador y su correcto uso (22). También se define como el estudio de los materiales que contribuyen a la recuperación total o parcial del componente maxilofacial que hace parte de la terapéutica odontológica (23). Estos materiales y sus propiedades son fundamentales en la realización de diversos tratamientos odontológicos, especialmente en procedimientos de rehabilitación oral, permitiéndole al paciente tener una buena salud oral y calidad de vida a partir de la corrección de funciones mecánicas y biológicas de la cavidad oral e incluso, la estética facial y dental (22, 24).

2.2.1 Propiedades de los Biomateriales dentales.

Los diversos materiales dentales empleados para devolver las características propias de las estructuras de la cavidad oral presentan múltiples desventajas, ventajas, indicaciones y contraindicaciones, por lo que, al momento de realizar la elección del mismo, esta debe tomarse de acuerdo a la situación individual del paciente, siendo indispensable conocer el comportamiento y propiedades de los materiales que permitan predecir su conducta dentro de la boca (24).

2.2.1.2 Propiedades mecánicas de los Biomateriales Dentales.

Los biomateriales dentales generan respuestas que pueden ser medidas, incluso después de estar sometidos a las fuerzas propias de la cavidad oral (24). Por eso, dentro de las propiedades mecánicas encontramos:

- Tenacidad: habilidad que posee un material capaz de absorber energía hasta el momento de su fractura (24).
- Resiliencia: es la energía requerida para deformar un material de manera permanente (24).
- Resistencia a la compresión: corresponde a la tensión que un material necesita para no generar ruptura o deformación (25).
- Dureza: capacidad de resistir que presenta un material a ser penetrado, o desgastado (25)
- Deformación: cambio de longitud que sufre un material posterior a la aplicación de fuerzas externas (26).
- Resistencia a la fatiga: capacidad de un material a soportar tensiones durante un prolongado periodo de tiempo que lo debilita (27).
- Flexión: es la tensión que puede soportar un material previo a la deformación permanente (25).

2.2.2 Materiales para tratamientos protésicos.

Según el tipo de materia que los constituyen, los materiales se pueden clasificar en: metálicos, cerámicos y orgánicos. También existen materiales combinados denominados composites (cerámicos-orgánicos o cerámicos-metálicos) (28).

2.2.2.1 Polímeros.

Los polímeros hacen parte de los materiales orgánicos, que se obtienen a partir de moléculas de bajo peso molecular y tamaño, formadas en un laboratorio industrial. Las moléculas pequeñas no permiten la constitución de sólidos, por lo que la unión de estas diminutas partículas, forma macromoléculas, estado en el cual es posible formar un material orgánico sintético (28). Según lo anterior, los polímeros se obtienen a partir de monómeros que se unen para formar macromoléculas a partir de la polimerización, mediante procesos como la condensación, por apertura de anillos y por adición o vinílica, siendo considerados estos dos últimos como proceso por adhesión (28).

Los requisitos más importantes para el uso de polímero en estomatología son: la biocompatibilidad con el tejido receptor y la inocuidad entre el material y los productos de degradación. Poseen menos resistencia mecánica y mayor deformación a la rotura, también presentan bajos valores de resistencia a la fatiga y al rozamiento, lo que limita su utilización. Sus propiedades son especialmente útiles para la rehabilitación de estructuras dentales. Actualmente se utilizan combinados con otros tipos de materiales (metálicos y cerámicos) para fines específicos (28).

2.2.2.2 Cerámicas.

Los materiales cerámicos poseen compuestos metálicos y no metálicos, su estructura es cristalina, similar a la de los metales, pero más compleja, el reticulado se compone de aniones y cationes y no posee electrones libres. La principal característica mecánica de los materiales cerámicos es su rigidez con alta resistencia a cargas compresivas (28). La confección de estructuras en este material se puede realizar por medio de variados métodos, debido a que sus propiedades le permiten ser fundidos para darle forma a partir de colado; así como también por medio de desgaste o tallado cerámico guiado por computador conocidos como CAD-CAM (Computer Assisted Design- Computer Assisted Machining) (28).

Dentro de las propiedades deseables de la cerámica para uso dental se encuentran las relacionadas a continuación:

- Biocompatibilidad local y general
- Propiedades ópticas: translucidez, brillo, transparencia, reflexión de la luz.
- Durabilidad
- Baja conductividad térmica
- Resistencia a la abrasión
- Radiolucidez
- Resistencia mecánica.
- Alta resistencia a la compresión
- Baja a la tracción y variable a la torsión (28).

En cuanto a los materiales, el grosor de la restauración es un factor que influye en su resistencia a la fractura, la recomendación habitual para el grosor de una restauración en algunos materiales como las cerámicas es de 1.5 a 2.0 mm en la superficie oclusal (29). Estudios in vitro sobre carillas oclusales adheridas fabricadas en disilicato de litio e-max CAD mostraron que las restauraciones con un espesor de 1.2-1.8 mm resistieron fuerzas de hasta 1000 N y espesores de 0.6-1.0 mm resistieron 800 N. Un estudio de Guess et al. Investigó la influencia del grosor y la extensión de diferentes coronas parciales premolares hechas de cerámica de disilicato de litio prensado (30).

Recientemente se han introducido nuevos materiales y técnicas dentales para fabricar restauraciones cerámicas estéticas con una fuerza y una adaptación marginal mejoradas. Esto se vuelve más importante para las áreas posteriores de la boca, donde las fuerzas son mucho mayores que para la región anterior y pueden alcanzar 522 N en el individuo promedio como el G-CAM Grafeno y el vita enamic (31).

2.3 Grafeno

2.3.1 Historia.

El carbono es un elemento de naturaleza sólida que se encuentra en diversas formas alotrópicas o como carbono amorfo, lo que depende de su proceso de formación. Dentro de las formas alotrópicas más conocidas del carbono se encuentra el grafito, donde cada átomo de carbono se vincula a 3 más en un plano compuesto de celdas hexagonales unidos entre sí por las fuerzas Van der Waals. Mientras que, en el caso de la forma de diamante, el átomo se une a 4 más de carbono, generando una estructura tridimensional isotrópica (32).

En el año 1985, Kroto descubrió los fullerenos, una formación hexagonal y pentagonal de átomos de carbono que constituyen una estructura esférica. Más adelante en 1991, Iijima hizo el descubrimiento de los nanotubos de carbono con estructura curvada y cerrada de redes hexagonales; en el 2004 Novoselov y Geim aislaron el grafeno por primera vez. El grafeno puede ser definido como un biomaterial bidimensional donde los átomos de carbono se unen entre sí para formar una estructura laminar plana con unas capacidades físicas y químicas realmente buenas (33).

2.3.2 Composición.

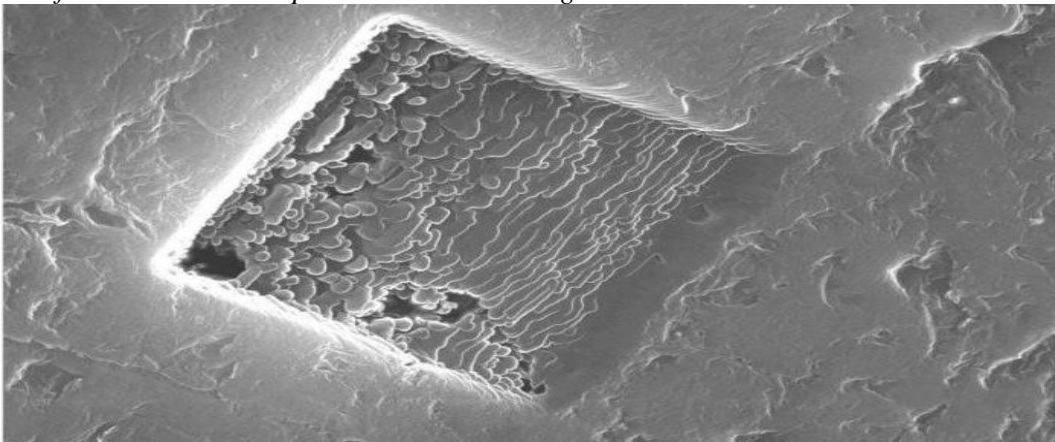
El óxido de grafeno es una lámina de grafeno unida con diferentes grupos oxigenados, que se puede emplear como precursor del grafeno o como un material grafénico en sí mismo. Es aislante, higroscópico, con alto contenido en oxígeno y muy hidrofílico (34). El óxido de grafeno puede llegar a ser sintetizado en los siguientes pasos: inicialmente se realiza una oxidación del grafito por medio de agentes químicos en medio ácido, para la obtención del óxido de grafito; posteriormente, se produce una dispersión del óxido en un disolvente compatible para realizar una posterior mezcla (35, 36). Una vez obtenido, el óxido de grafeno se puede presentar en 3 formas: en suspensión, seco y molido para obtener polvo o en finas láminas (37).

G-CAM Grafeno, es un material de uso biológico para fresado mediante CAD/CAM. Es una resina dental de Polimetilmetacrilato (PMMA) enriquecido con grafeno, esta adición en este tipo de resinas dentales mejora las propiedades mecánicas y microbiológicas de los materiales. Las resinas acrílicas son polímeros duros, frágiles y cristalinos, que se utilizan como materiales termoestables ya que, tras su curado, no se pueden transformar ni moldear, sin embargo, sus pobres propiedades mecánicas siguen siendo un gran inconveniente. (37)

A diferencia de las resinas acrílicas, las resinas autopolimerizables en base a polimetilmetacrilato (PMMA) “son materiales muy utilizados, ya que parecen ser una opción adecuada para prótesis en rehabilitación oral, debido a que mejoran sus propiedades mecánicas y proporcionan una opción de material definitiva y confiable, Sin embargo, se necesitan más estudios para garantizar un apoyo científico riguroso de estos materiales” (38). El PMMA es un componente termoplástico ingenieril, altamente transparente; “se obtiene de la polimerización del monómero metilmetacrilato, es duro, resistente, con propiedades ópticas buenas, alto índice de refracción, resistencia ante el envejecimiento y la intemperie” (39).

G-CAM Grafeno es un material bidimensional, “su disposición es nanométrica formado por átomos de carbono siendo este la base de la química orgánica, con la disposición correcta puede reaccionar químicamente con otros materiales mejorando sus propiedades” (39). Es un material nuevo para restauraciones en CAD–CAM, que puede adaptarse al sistema estomatognático y busca mejorar las características y función de los materiales actuales.

Figura 1. *Grafeno como material para uso dental investigado*



Tomado de (62).

2.3.3 Propiedades físicas.

Tiene una apariencia similar a la de los tejidos del medio oral, ideal para las zonas que sean más estéticas. El disco G-CAM dispone de una amplia gama cromática, incluso en una misma pieza, resultando extremadamente natural. (40)

Tiene una temperatura de transición vítrea (T_g) alta que evita su ablandamiento y distorsión durante su uso y limpieza. Hay que tener en cuenta que, si bien la temperatura normal en la boca es de 32-37 °C, el consumo de bebidas calientes (que pueden estar a 70 °C o más) así como la limpieza de la prótesis en agua caliente o hirviendo, someten a estos materiales a temperaturas mayores. (40)

El grafeno mejora la estabilidad dimensional de los polímeros para uso dental, lo cual permite que la prótesis dental no varíe su forma con el tiempo. En esto influyen no solo los mecanismos de ablandamiento térmico, sino también la liberación de tensiones internas, la polimerización incompleta del material o la absorción de agua. (34) (40)

Gracias al grafeno, G-CAM mejora su resistencia con respecto a su peso. La densidad del material es baja para que la prótesis sea ligera. El material posee, además, una elevada conductividad eléctrica para mantener una mucosa oral saludable y responder normalmente a estímulos de calor o frío. (34)

Tiene capacidad radiopaca. Permite realizar diagnósticos radiográficos, útiles en pacientes involucrados en accidentes en los que pueden haber ingerido o inhalado partes de la prótesis.

Es un material translúcido que permite una alta transparencia para imitar la estética natural del diente, pero también nos permite obtener colores opacos para evitar transparencias de muñones necrosados o pernos metálicos. (40)

Es un material totalmente estable que no permite la acumulación de sarro, además de cerrar todos los poros para que no haya acumulación de suciedad ni tinción de colores. No requiere de proceso de interfase durante el maquillaje de la pieza dental. No hay peligro de rotura ni de chipping, pues el esmalte de la pieza es resistente a los microesfuerzos. (40)

2.3.4 Propiedades mecánicas.

Presenta un elevado módulo elástico en el polímero. También un elevado límite elástico para asegurar que las tensiones generadas durante la mordida y la masticación no generen deformaciones permanentes. Una combinación de ambos permite elaborar prótesis de secciones más pequeñas. (41)

La fractura de las prótesis también ocurre a menudo por mecanismos de fatiga, en los que la acumulación de pequeñas tensiones de flexión lleva, tras un periodo de tiempo, a la formación de pequeñas grietas que se propagan dando lugar a la fractura. Con la resina con grafeno esto no sucede, pues posee una elevada resistencia a la deformación y límite de fatiga, evitando la formación de grietas. (41)

El grafeno aporta a su vez una elevada resistencia al impacto, útil en el caso de las prótesis removibles, en las que cabe la posibilidad de daño o rotura accidental si al caerse chocan contra una superficie dura. (42)

El disco G-CAM posee una gran resistencia a la abrasión que evita el excesivo desgaste, debido a la limpieza de las prótesis o a la ingesta de alimentos. Los valores de dureza Vickers de las resinas acrílicas son relativamente bajos, especialmente si se comparan con las aleaciones usadas en odontología, lo que las predispone a ser desgastadas por la abrasión de ciertos alimentos o productos limpiadores. Con la incorporación de grafeno se aumenta la dureza y se evitan desgastes. (41,42)

El sistema estomatognático además de ser flexible sufre cambios volumétricos con el paso del tiempo. La flexibilidad de G-CAM y la capacidad de adición mediante materiales fotopolimerizables hacen del producto la mejor opción para que su tratamiento sea duradero (40)

La versatilidad del G-CAM, permite la utilización en la gran mayoría de tratamientos odontológicos, minimizando los márgenes de error y asegurando la durabilidad del tratamiento. (42)

2.3.5 Propiedades químicas.

- El disco G-CAM es químicamente inerte (43).
- Es insoluble en los fluidos orales (43).
- No absorbe agua ni saliva, por lo que las propiedades mecánicas del material no se ven alteradas y es totalmente higiénico (43).
- No permite el fenómeno del bimetalismo (43).

2.3.6 Propiedades Biológicas.

- El material curado no es irritante ni tóxico para el paciente (44).
- El disco G-CAM ha superado las pruebas de citotoxicidad y genética realizadas por la Universidad de Alcalá y por el Instituto Valenciano de Microbiología (IVAMI).
- Prueba de citotoxicidad in vitro. Norma ISO 10993-5:2009.
- Prueba de reversión de mutaciones bacterianas. Normas ISO 10993-3:2014 y OECD 471:1997.
- Es antialérgico.

El grafeno no permite el crecimiento de bacterias u hongos. G-CAM incorpora, mediante un proceso de plasma, productos desinfectantes de liberación prolongada en el tiempo (44).

2.3.7 Presentación e indicaciones del material.

Su presentación se encuentra disponible en disco de polímero de G-CAM Grafeno, El grosor del disco G-CAM puede ser de 14, 16, 18, 20, 22, 24 y 26 mm. Se pueden fabricar grosores especiales de hasta 30 mm (44). Con diversas indicaciones, disponible en distintas capas cromáticas que pueden aportar aspecto estético, que es determinante desde el ámbito de la odontología. (40)

Presenta un catálogo cromático, disponible en diferentes colores: BL2, A1, A2, A3, A3'5, B2 y C2, además de transparente y pink. Disponible en tres formatos diferentes: (45)

- G-CAM Therapeutical, indicado para restauraciones temporales.
- G-CAM Monochroma, de un solo color puro.
- G-CAM Multichroma, que posee una gama cromática única basada en colores naturales con translucidez.

Figura 2. *Catálogo cromático*



Tomado de (63).

Dentro de sus indicaciones se encuentran: coronas individuales, prótesis de hasta de 3 piezas dentales, prótesis de más de dos pñticos, incrustaciones, donde su indicación de grosor del material es: en superficies oclusales: 0.6 mm, en zona cervical: 0.4 mm, en carillas, prótesis completas y rehabilitación sobre implantes y en rehabilitaciones totales, no requiere de una barra, como en otros sistemas. (45).





















Según estudios realizados de pruebas de termociclado (46), en búsqueda de simular lo que ocurre en cavidad oral con los materiales dentales al ser expuestos al medio, tanto en el tiempo como con los cambios térmicos que allí ocurren, lo que conlleva a alteraciones significativas en los materiales de uso odontológicos. Este material en estudio realizado por la casa comercial, con rangos de temperatura entre 5 -55 grados C°, mostró que no existió diferencia significativa entre los discos no envejecidos y los envejecidos, evaluando la fatiga cíclica del material a 1.200.000 ciclos en un tiempo de 20 años (47).

Figura 3. *Comparación de materiales restauradores ante diversos tratamientos*

TABLA COMPARATIVA SOLUCIONES DENTALES					
Tipos de prótesis	PMMA	Metal	Circonio	Disilicato de litio	Resina + grafeno
Coronas individuales	✓	✓	✓	✓	✓
Puentes de hasta 3 piezas	✗	✓	✓	✗	✓
Puentes de más de 2 pónicas	✗	✓	✗	✗	✓
Incrustaciones	✓	✗	✗	✓	✓
Carillas	✗	✗	✓	✓	✓
Prótesis completas	✓	✗	✗	✗	✓
Rehabilitaciones directas e implantes	✗	✓	✗	✗	✓

Tomado de (63).

Figura 4. Tipo de prótesis de acuerdo al material.

Tipos de prótesis / material	PMMA	Metal	Circonio	Disilicato de litio	Resina + grafeno
Coronas individuales					
Puentes de hasta 3 piezas	-			-	
Puentes de más de 2 pónicas	-		-	-	
Incrustaciones		-	-		
Carillas	-	-			
Prótesis completas		-	-	-	
Rehabilitaciones directas e implantes		-	-	-	

Tomado de (63).

2.4 Evaluación de las propiedades del grafenano dental

Las evaluaciones clínicas in vivo e in vitro, ofrecen al gremio de la salud oral y áreas interesadas, un mejor entendimiento sobre las propiedades de los materiales de uso odontológico, pues permiten establecer con seguridad, la eficacia de los materiales implementados para tratamientos restauradores, lo cuales requieren éxito y longevidad clínica (48).

Para realizar la medición de la resistencia a la fractura por esfuerzo compresivo se utiliza una máquina universal de pruebas, la cual permite controlar el tiempo y la fuerza aplicada. Las muestras se ubican verticalmente y se indentan una a una con una punta esférica de acero inoxidable que varía de 0.5 a 7 mm de diámetro sobre la cara oclusal para simular una cúspide antagonista. La resistencia a la fractura se mide aplicando esfuerzo compresivo hasta presentar una

línea de fractura sobre las muestras. Los resultados de la fuerza que genera la fractura se miden en Newton y la resistencia a la fractura del material se expresa en megapascales (48).

2.4.1 Máquina de Termociclado.

El termociclado es una técnica que se utiliza para simular los cambios térmicos intraorales que se producen clínicamente. Las variables tiempo y temperatura deben ser correctamente seleccionadas de acuerdo al grado de tolerancia de los tejidos orales y acorde a las condiciones clínicas normales (48). Es necesario precisar que no existe evidencia sobre las fallas que pueda presentar la máquina de termociclado, aunque se deduce que estas podrían ser debido a las tensiones térmicas que se acumulan con el paso de los ciclos, un año es equivalente a 1.000 ciclos (49). En la actualidad, se ha implementado en los laboratorios un termociclador en gradiente, que permite seleccionar las condiciones térmicas óptimas a las que se someterá la muestra. (50).

Este método es usado para envejecer el material de uso odontológico por almacenamiento en agua a diferentes temperaturas y en diferentes períodos, debido a que el agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes generando estrés. (47)

El proceso de termociclado se realizará en un termociclador SD Mechatronik (Huber, Alemania) programado con temperaturas de 5° y 55° con un tiempo de exposición a cada temperatura de 20 s. y un tiempo de transferencia de 10 s. El equipo se programará para 5000 ciclos y se irán retirando a los 3000 ciclos las muestras que lo requieran, al igual que a los 1000 ciclos.

Figura 5. *Termociclador digital SD Mechatronik*



2.4.2 Máquina Universal de Ensayos Instron.

La máquina Instron es utilizada en diversos estudios con el fin de analizar, probar y garantizar determinada propiedad mecánica de un material, por lo que es ampliamente utilizada en diversas industrias. La máquina puede aplicar pruebas de rendimiento mecánico, ofreciendo cargas hasta de 300k/N. Dentro de las propiedades mecánicas que puede medir se destacan la fuerza de tracción, resistencia, estrés, compresión, corte, fuerza cohesiva, resistencia de cizallamiento, alargamiento, y la resistencia al rendimiento (51). El resultado se puede visualizar a partir de la curva, e incluso permite exportar e imprimir informes de datos detallados en la máquina. Cuando se genera la fractura del material, la máquina deja de funcionar de inmediato. También permite calibrar

automáticamente la exactitud del valor de la pantalla, consideradas cualidades muy útiles para la realización de estudios (51).

Esta máquina Instron, cuenta con una mordaza inferior fija, donde se aloja la lámina y una mordaza superior móvil que baja y comprime la muestra, en esta mordaza es donde se fijará la punta para que realice la compresión, el diámetro de la punta es de 5.0 mm en acero, ubicada en el centro del eje vertical de la lámina, se realiza presión constante con una velocidad de 1 mm/min hasta que ocurra la fractura, se determina fractura: como la ruptura total del material, el equipo nos mostrará una curva y en el momento de cualquier pérdida de la estructura se observa una caída en la gráfica del aumento constante de la intensidad de la carga, momento en el cual se detiene el aumento de la carga (51).

Figura 6. *Máquina de compresión Instron*



3. Hipótesis

3.1 Hipótesis Alternativa

La resistencia compresiva del graphenano dental no se verá alterada o afectada con el proceso de termociclado.

3.2 Hipótesis Nula

La resistencia compresiva del graphenano dental se verá afectada con el proceso de termociclado.

4. Objetivos

4.1 Objetivo general

Evaluar la resistencia a la compresión del G-CAM sometido a termociclado en los diferentes periodos de tiempo.

4.2 Objetivos específicos

- Identificar la máxima resistencia a la compresión que puede ser soportada por láminas de G-CAM.
- Establecer la resistencia a la compresión que presentan las láminas de G-CAM al año, a los tres y cinco años después del termociclado.
- Comparar la resistencia a la compresión de las láminas de G-CAM al año, a los tres años y a los cinco años.

5. Métodos

5.1 Tipo de estudio

El presente estudio tiene un abordaje cuantitativo, ya que permite medir la resistencia compresiva del G-CAM, sometido al termociclado al cabo de 1, 3 y 5 años; y analizar su comportamiento mecánico. El diseño de estudio es experimental in vitro, pues requiere la manipulación intencional de una o más variables independientes para analizar el comportamiento del material objeto de estudio (52).

5.2 Universo

El universo de la presente investigación experimental in vitro, obedece a láminas compuestos polímero con grafeno llamado G-CAM de uso odontológico, para la confección de restauraciones permanentes.

5.3 Muestra

La muestra se encuentra constituida por un total de 80 láminas de G-CAM grafeno con medidas de 12 x 14 x 0.6 mm.

5.3.1 Muestreo.

Se utiliza un muestreo intencional o por conveniencia para la recolección de la muestra, el cual depende de los criterios de inclusión y exclusión que se establecen en la presente investigación.

5.4 Criterios de selección del estudio

5.4.1 Criterios de inclusión.

- Láminas de biopolímero nano-reforzado con grafeno para uso dental.
- Láminas de G-CAM con medidas de 14 x 12 x 0.6 mm.
- Láminas con bordes definidos y calibradas. (suministradas por la casa comercial Adental)

5.4.2 Criterios de exclusión.

- Material fracturado
- Material con signos de desgaste
- Material caduco

5.5 Variables

En este estudio se contempla como variable dependiente el material que se expone esfuerzo compresivo y ciclos de termociclado, que, a su vez permiten analizar las variables independientes resistencia y tiempo (Apéndice A).

5.6 Instrumento

El instrumento de recolección de datos obedece a una ficha técnica elaborada por los investigadores del presente proyecto en la cual se consignaron las variables Resistencia a la compresión en Newtons y MegaPascuales y el tiempo en segundos de fracaso de cada una de las 20 láminas evaluadas en los grupos categorizados como T0, T1, T2 y T3, lo que permitió obtener y recopilar los valores obtenidos a través del procedimiento (Ver apéndice B).

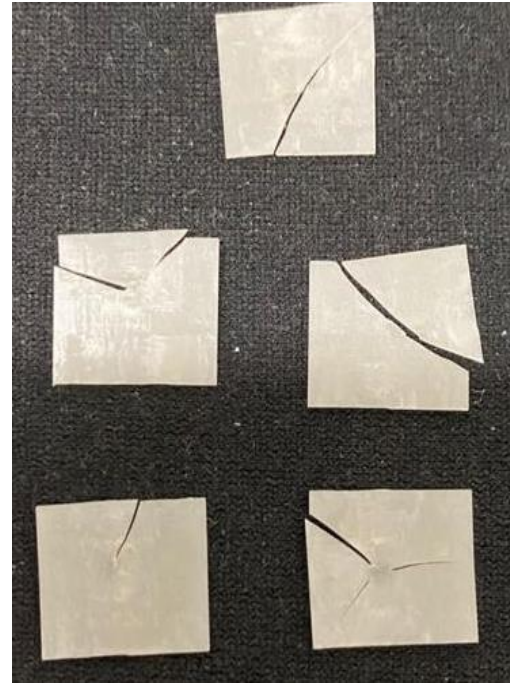
5.7 Procedimiento

La presente investigación tuvo como principal objetivo evaluar la resistencia a la compresión de las láminas G-CAM grafeno sometiendo a termociclado, para ser evaluadas en tres periodos de tiempo diferentes correspondientes a uno, tres y cinco años, denominados T1, T2 y T3, respectivamente. Para esto, se utilizó una muestra constituida por un total de 80 láminas de G-CAM con medidas de 14 largo x 12 ancho x 0.6 mm grosor sin color específico. Dichas muestras fueron aportadas por la casa comercial Adental con las dimensiones establecidas anteriormente. (fresadas en máquina Sirona In Lab MCX5, con fresas Sirona Bur 2.5 PMMA (ref. 6478098) / Bur 1.0 PMMA (ref. 6478106) / Bur 0.5 PMMA (red. 6478114)).

La muestra fue dividida en 4 grupos denominados T0, T1, T2 y T3; cada uno constituido por 20 láminas de G-CAM Grafeno:

- T0 o grupo control: 20 láminas fueron llevadas a la máquina universal de ensayos Instron suministrada por la Universidad Santo Tomas de Bucaramanga, para ser sometidas a esfuerzo compresivo con una velocidad de desplazamiento del actuador de 1 mm/min hasta el fracaso de la muestra, con el fin de obtener la media (N) y desviación estándar de resistencia a compresión.

Cada lámina de G-cam se ubicó en una base estática en donde el actuador quedará posicionado en todo el centro de la muestra y así iniciar el proceso hasta conseguir la fractura de la muestra.



Por otro lado 60 láminas de G-Cam grafeno restantes, se distribuyeron equitativamente entre los grupos T1, T2 y T3 para ser sometidas al termociclador con el propósito de conocer su comportamiento a largo plazo, gracias a que dicha máquina simula el envejecimiento artificial mediante cambios cíclicos de temperatura (5-55 ° C) y humedad de la cavidad oral durante los periodos de tiempo establecidos por los investigadores de la siguiente manera:

- T1: 20 láminas de G-CAM sometidas al termociclador en ciclos que simulan 1 año. (1.000 ciclos)
- T2: 20 láminas de G-CAM sometidas al termociclador en ciclos que simulan 3 años. (3.000 ciclos)
- T3: obedece a 20 láminas de G-CAM sometidas al termociclador en ciclos que simulan 5 años. (5.000 ciclos)
- Cada grupo fue empacado con gases estériles y rotulado de manera diferente para así diferenciar los ciclos a los que iba a ser sometido. El grupo T1 sometido a 1.000 ciclos fue rotulado con azul, el grupo T2 de 3.000 ciclos con naranja y el T3 de 5.000 ciclos rotulado con rojo.





- Los tres grupos fueron introducidos al tiempo en el Termociclador, marca SD Mechatronik en donde las muestras se sumergen alternativamente en un baño de agua caliente seguido de un baño de agua fría (temperaturas: 5° y 55°). Esa tasa alta de cambio de temperatura, es una simulación realista de los cambios de temperatura en la cavidad oral.



Finalmente, cada grupo (T1, T2 y T3) fue expuesto a la máquina Instron una vez culminado su tiempo de exposición al termociclador, con el fin de determinar la resistencia a la compresión durante los diferentes periodos de evaluación (1, 3 y 5 años); si esta se mantuvo, varió o en el peor de los casos presentó fractura.

Los datos obtenidos se registraron en el instrumento de recolección de datos diseñado exclusivamente para este estudio (Apéndice B), posteriormente se incluyeron en una base de datos realizada en el programa de Microsoft Excel para su análisis estadístico descriptivo, obtención de resultados, tablas y gráficos.

5.8 Plan de Análisis estadístico

5.8.1 Plan de análisis Análisis univariado.

Este tipo de análisis se realizó por medio de estadística descriptiva que permitió mostrar el comportamiento de las variables. Por consiguiente, analizó la variable de naturaleza cualitativa denominada Material (Dependiente) por medio de porcentaje y/o frecuencia; mientras que, las variables cuantitativas Resistencia y Tiempo (Independiente), fueron analizadas a través de medidas de dispersión (media y desviación estándar o mediana y rango intercuartílico, dependiendo de la distribución de los datos dados por la prueba Shapiro W (53).

5.8.2 Plan de Análisis bivariado.

En este tipo de análisis se estudiaron dos variables en conjunto que permitieron identificar relación o asociación entre ellas, para esto fue necesario clasificar las variables del estudio en dependientes; que obedece a material y las independientes que corresponden a tiempo y resistencia, para identificar el comportamiento de las mismas a través de la prueba Shapiro W y así, proceder con el análisis estadístico bivariado que permite estudiar las variables en mención según la naturaleza de cada una (cuantitativa – cualitativa) por medio de la prueba de ANOVA / KRUSCAL WALLIS (Apéndice C) (53).

5.9 Prueba Piloto

Se realizó la prueba piloto con un tamaño de muestra que obedece al 25%, es decir, 20 láminas de G-CAM, distribuidas en cuatro grupos y llevadas a cabo según lo establecido en el procedimiento mencionado anteriormente. Como conclusión, se evidenció que no es necesario realizar ninguna modificación al tamaño de la muestra ni al procedimiento, ya que se obtuvo respuesta a los objetivos inicialmente planteados.

5.10 Consideraciones éticas

En el presente estudio de tipo experimental in vitro, el grupo muestral estuvo conformado por láminas de G-CAM grafeno, por tanto, no se requiere consentimiento informado, carta de confidencialidad o algún otro documento relacionado a las investigaciones en las que se incluye personas y/o diferentes tipos de organismos vivos.

Adicionalmente, según lo establecido en el artículo 11 de la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de salud y protección social de la república de Colombia, la cual establece los lineamientos normativos para la realización de investigaciones en salud, es considerada la presente, una investigación sin riesgo (54).

6. Resultados

6.1 Análisis Univariado

6.1.1 Aspectos generales.

Por medio de la presente investigación experimental in vitro se procede a analizar la resistencia a la fractura de las 80 láminas de G-CAM, las cuales fueron distribuidas en cuatro grupos, cada uno de 20 láminas de G-CAM sometidas a termociclado en diferentes periodos de tiempo. El grupo tiempo cero (T0) se sometió directamente a la máquina universal de ensayos Instron para aplicar esfuerzos compresivos a una velocidad de desplazamiento del actuador de 1 mm/min hasta el fracaso de la muestra siendo considerado este el grupo control; el grupo tiempo uno (T1) sometió sus 20 láminas de G-CAM al termociclador en ciclos que simulan 1 año (1.000 ciclos), el grupo tiempo dos (T2) sometió sus 20 láminas de G-CAM al termociclador en ciclos que simulan tres años (3.000 ciclos) y el grupo tiempo tres (T3) sometió sus 20 láminas de G-CAM al termociclador en ciclos que simulan cinco años (5.000 ciclos).

Finalmente, los grupos T1, T2 y T3 al culminar los ciclos, pasaron a la máquina universal de ensayos Instron para aplicar esfuerzo compresivo hasta el fracaso de la muestra. Se evidenciaron valores de resistencia a la fractura, dados en Newtons (N) y Megapascuales (MPa), y un tiempo de ocurrencia de fractura en Segundos (s).

6.1.2 Esfuerzo compresivo y tiempo.

Gracias al análisis univariado fue posible precisar que el valor promedio de resistencia a la fractura de las 80 láminas de G-CAM que hicieron parte del estudio fue 0,98 DE [$\pm 0,79-1,45$ N] (5,85 DE [$\pm 2,45-9,28$] MPa), evidenciando que el valor mínimo de resistencia a la fractura fue de 0,41 N (2,45 MPa) y el valor máximo de 1,55 N (9,28 MPa). (Ver tabla 1).

Tabla 1. Resistencia a la fractura y tiempo de ocurrencia

#Prueba	Id grupo	Fuerza n	Max esfuerzo mp	Tiempo s
1	T0	0,88437	5,26414	56
2	0	1,00312	5,97098	65
3	0	0,78438	4,6689	52,35
4	0	1,15313	6,86384	69,2
5	0	0,8375	4,98512	67,85
6	0	0,8	4,7619	48,35
7	0	0,75	4,46429	37,2
8	0	1,21563	7,23586	60,75
9	0	0,76875	4,57589	59,7
10	0	1,19687	7,12426	20,8
11	0	0,95313	5,67336	87,75
12	0	0,97812	5,82217	22,5
13	0	1,01875	6,06399	86,4
14	0	0,775	4,61309	70,85
15	0	0,71562	4,25967	39,6

#Prueba	Id grupo	Fuerza n	Max esfuerzo mp	Tiempo s
16	0	1,24688	7,42188	58,05
17	0	0,89375	5,31994	75,6
18	0	0,73438	4,37128	68,4
19	0	0,70313	4,18527	45,75
20	0	0,83438	4,96652	57,4
21	1	0,7375	4,38988	55,6
22	1	0,55	3,27381	80,6
23	1	0,75937	4,52009	30,35
24	1	1,14688	6,82664	67,55
25	1	1,02813	6,11979	66,45
26	1	0,90938	5,41295	49,1
27	1	1,04688	6,2314	48,9
28	1	0,7125	4,24107	49,6
29	1	1,12188	6,67783	46,5
30	1	1,18438	7,04985	38,95
31	1	0,7875	4,6875	28,2
32	1	1,20938	7,19866	54,75
33	1	1,04375	6,2128	37,2
34	1	1,54375	9,18899	51,1
35	1	0,90938	5,41295	47,55
36	1	0,77188	4,59449	83,3
37	1	1,10625	6,58482	50,45
38	1	1,18125	7,03125	52,45
39	1	1,35	8,03572	62
40	1	1,03437	6,15699	38,5
41	2	0,92188	5,48735	60,35
42	2	1,14063	6,78943	49,75
43	2	1,02188	6,08259	52,45
44	2	0,52188	3,1064	49,1
45	2	0,98125	5,84077	52,4
46	2	0,79375	4,7247	45,85
47	2	0,97188	5,78497	55,5
48	2	0,78125	4,6503	45,85
49	2	0,98125	5,84077	51,4
50	2	1,02188	6,08259	72,1
51	2	1,475	8,77976	49,45
52	2	1,45938	8,68676	77,6
53	2	0,95313	5,67336	33,05
54	2	0,69375	4,12946	76,2
55	2	1,07813	6,41741	34,9
56	2	1,17188	6,97545	22,75
57	2	0,49375	2,93899	48,55

#Prueba	Id grupo	Fuerza n	Max esfuerzo mp	Tiempo s
58	2	0,93437	5,56176	51,25
59	2	0,91562	5,45015	45,1
60	2	0,8125	4,83631	47,7
61	3	1,08438	6,45461	49,2
62	3	0,81875	4,87351	37,1
63	3	0,89375	5,31994	42,6
64	3	1,17813	7,01265	47,6
65	3	0,85312	5,07813	43,6
66	3	0,9625	5,72917	48
67	3	1,07187	6,38021	46,65
68	3	0,975	5,80357	45,9
69	3	0,4125	2,45536	34,6
70	3	1,05938	6,3058	50,55
71	3	1,55938	9,28199	46,15
72	3	1,40313	8,35194	52,8
73	3	1,13437	6,75223	52,05
74	3	0,69375	4,12946	57,8
75	3	0,88437	5,26414	44,35
76	3	1,47812	8,79836	54,55
77	3	1,15937	6,90104	49,15
78	3	0,82187	4,89211	50,9
79	3	1,50937	8,98438	44,2
80	3	1,18438	7,04985	37,8
		0,983047875	5,8514695	51,818125

Con relación al tiempo en segundos, se logró evidenciar que el tiempo promedio en el cual las 80 láminas presentaron la fractura fue de 51,81 segundos, con un tiempo mínimo de ocurrencia de 20,8 segundos y un tiempo máximo de ocurrencia de 87,75 segundos (ver tabla 1).

6.1.3 Comportamiento en el proceso de termociclado.

El grupo de 20 láminas de G-CAM que fue sometido directamente al esfuerzo compresivo ejercidas por la máquina de ensayos Instron, evidenció una resistencia a la fractura promedio de 0,91 DE $[\pm 0,17]$ N (5,43 $[\pm 1,04]$ MPa), con un tiempo de ocurrencia de fractura de 57,47 DE $[\pm 18,13]$ segundos (Ver tabla 2).

Tabla 2. Resistencia a la fractura de grupo control

T	Fuerza N		Máximo esfuerzo MPa		Tiempo S	
	M (RIQ)	P \pm DE	M(RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE
0	0,86 (0,77-1,01)	0,91($\pm 0,17$)	5,12 (4,59-6,01)	5,43 ($\pm 1,04$)	58,87 (47,05-68,8)	57,47 ($\pm 18,13$)

El grupo de 20 láminas de G-CAM que fue sometido a 1.000 ciclos de termociclado y posteriormente expuesto a esfuerzo compresivo en la maquina Instron mostró un valor promedio de resistencia a la fractura de 1,0 DE $[\pm 0,24]$ N (5,99 $[\pm 1,43]$ MPa) con un tiempo de ocurrencia de 51,95 DE $[\pm 14,60]$ segundos (ver tabla 3).

Tabla 3. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 1.000 ciclos de termociclado

T	Fuerza N		Máximo esfuerzo MPa		Tiempo s	
	M (RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE
1	1,03 (0,77 – 1,16)	1,00 ($\pm 0,24$)	6,18 (4,64- 6,92)	5,99 ($\pm 1,43$)	50,02 (42,72-58,8)	51,95 ($\pm 14,60$)

Ahora, el grupo de 20 láminas de G-CAM fue sometido a 3.000 ciclos de termociclado y posteriormente expuesto a esfuerzo compresivo arrojó un valor promedio de resistencia a la compresión de 0,95 N DE $[\pm 0,24]$ N (5,69 $[\pm 1,48]$ MPa), con un tiempo de ocurrencia de 51,6 $[\pm 13,36]$ segundos (ver tabla 4).

Tabla 4. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 3.000 ciclos de termociclado

T	Fuerza N		Máximo esfuerzo MPa		Tiempo s	
	M (RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE
2	0,96 (0,80- 1,05)	0,95($\pm 0,24$)	5,72 (4,78- 6,25)	5,69 ($\pm 1,48$)	49,6 (45,85- 53,97)	51,06 ($\pm 13,36$)

Finalmente, el grupo de 20 láminas de G-CAM fue sometido a 5.000 ciclos de termociclado y posteriormente expuesto a esfuerzo compresivo, evidenció un valor promedio de resistencia a la fractura de 1,05 DE $\pm 0,28$ N (6,29 $[\pm 1,71]$ MPa), con un tiempo de ocurrencia de 46,77 DE $\pm 5,86$ segundos (ver tabla 5).

Tabla 5. Resistencia a la fractura de grupo sometido a 5.000 ciclos de termociclado

T	Fuerza N		Máximo esfuerzo MPa		Tiempo s	
	M (RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE	(RIQ)	P \pm DE
3	1,06 (0,86- 1,18)	1,05($\pm 0,28$)	6,34 (5,17- 7,03)	6,29 ($\pm 1,71$)	47,12 (43,9- 50,72)	46,77 ($\pm 5,86$)

6.2 Análisis Bivariado

Ahora bien, una vez efectuado el análisis del comportamiento de la resistencia a la fractura de cada uno de los grupos, se procede a comparar los valores de resistencia a la fractura y los tiempos de ocurrencia en los cuatro grupos estudiados. Al comparar el grupo T0 con T1, un aumento de 0,86 N (5,12 MPa) a 1,03 N (6,18 MPa) lo cual resulta inusual, no obstante; al comprar los resultados de los grupos T1 y T2, se evidenció una disminución pasando de 1,03 N (6,18 MPa) a 0,96 N (5,72 MPa), siendo considerado un comportamiento normal teniendo presente que estos grupos fueron sometidos a la máquina de termociclado simulando ciclos de uno y tres años en cavidad oral, respectivamente.

Para finalizar, al comparar la resistencia a la fractura de los grupos T2 y T3 este presentó un aumento en ambas unidades de medida pasando de 0,96 N (5,72 MPa) a 1,06 N (6,34 MPa), siendo este un comportamiento no esperado dado que, el grupo T3 antes de ejercer esfuerzo compresivo, fue sometido a cinco años de simulación en cavidad oral. Adicionalmente, es necesario mencionar que estos resultados no demostraron una relación estadísticamente significativa (ver tabla 6).

Tabla 6. Resistencia a la Fractura del grupo control, 1.000 ciclos, 3.000 ciclos y 5.000 ciclos de termociclado

T	Fuerza N		valor de P	Máximo esfuerzo MPa		valor de P	Tiempo S		valor de P
	M (RIQ)	P±DE		(RI Q)	P±D E		(RI Q)	P±D E	
0	0,8 6 (0,77- 1,01)	0,91(±0,1 7)		5,12 (4,59- 6,01)	5,43 (±1,04)		58,8 7 (47,05- 68,8)	57,4 7 (±18,13)	
1	1,0 3 (0,77 - 1,16)	1,00 (±0,24)	0,269 5	6,18 (4,64- 6,92)	5,99 (±1,43)	0,269 5	50,0 2 (42,72- 58,8)	51,9 5 (±14,60)	0,055 2
2	0,9 6 (0,80- 1,05)	0,95(±0,2 4)		5,72 (4,78- 6,25)	5,69 (±1,48)		49,6 (45,85- 53,97)	51,0 6 (±13,36)	
3	1,0 6 (0,86- 1,18)	1,05(±0,2 8)		6,34 (5,17- 7,03)	6,29 (±1,71)		47,1 2 (43,9- 50,72)	46,7 7 (±5,86)	

Finalmente, con relación al tiempo en el cual se presentó la fractura en cada uno de los grupos estudiados, se logró evidenciar que en el grupo control el tiempo promedio de fractura fue de 57,47 segundos que al ser comparado con T1 es mayor (51,95 s), lo cual tiene lógica pues los grupos T1 al T3 fueron sometidos a termociclado, aportando a las 60 láminas de G-CAM UN efecto artificial del envejecimiento que simula la temperatura y humedad de la cavidad oral. Así las cosas, a mayor tiempo en boca, más rápida es la fractura de las láminas de G-CAM, resultados con significancia estadística con valor de $p=0.055$ (ver tabla 6).

7. Discusión

Una sustancia de origen natural o sintético, diseñadas para actuar de manera directa con los sistemas biológicos con el propósito de mejorar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo humano, son considerados biomateriales (55). Ahora bien, la relación existente en la actualidad entre la tecnología de punta y el alto consumo respalda el desarrollo y estudio de nuevos materiales poliméricos de uso biológico dentro de los cuales cabe resaltar en el sector médico el uso de materiales compatibles con implantes, suturas reabsorbibles, injertos, fármacos y restauradores de uso dental (56,57).

Dentro de la cavidad oral los biomateriales se encuentran expuestos a esfuerzo compresivo y de cizalla que son resultado del proceso fisiológico conocido como masticación, caracterizado por aplicar esfuerzo de entre 133 y 888 Newtons (58). Así las cosas, la problemática de esta investigación se encuentra enfocada hacia la necesidad de conocer la propiedad mecánica de resistencia a la fractura ante el esfuerzo compresivo del nuevo biomaterial dental conocido como G-CAM grafeno; ofreciendo un beneficio a los pacientes y los profesionales de la salud oral.

Para esto, se utilizaron 80 láminas de G-CAM que fueron cortadas bajo las mismas medidas 14 largo x 12 ancho x 0.6 grosor sin color específico, con el objetivo de disminuir el sesgo y homogenizar la muestra. Posteriormente, la muestra se distribuyó en cuatro grupos (T0-T1-T2-T3), siendo el grupo T0 el grupo control y los grupos T1 a T3 los sometidos a termociclador, simulando exposición a cavidad oral durante uno, tres y cinco años respectivamente. Al final, la totalidad de la muestra fue sometida a esfuerzo compresivo a una velocidad de desplazamiento del actuador de 1 mm/min hasta el fracaso de la muestra por medio de la máquina Instron.

Dentro de las principales propiedades del G-CAM grafeno se destacan la ligereza (la lámina de un metro cuadrado pesa 0,77 miligramos), alta conductividad eléctrica y térmica, dureza superficial de 88 Shore (200 veces más duro que el acero aproximadamente), un módulo elástico >3200 MPa, Resistencia a la flexión >140 MPa, alta resistente al desgaste, compresión y tensión llegando a esfuerzo de 120 GPa antes de la fractura del material (3,59).

En este orden de ideas, debida a las excelentes propiedades del biomaterial en mención, en el año 2019 Azevedo y colaboradores realizaron un informe clínico (38), cuyo propósito fue mostrar el potencial del óxido de grafeno para mejorar las propiedades mecánicas de la resina de PMMA utilizado como material definitivo para prótesis, además de observar su comportamiento en boca después de ocho meses de instaurada la restauración en boca, mostrando ausencia de complicaciones mecánicas, estéticas o biológicas, considerándose la incorporación del grafeno para uso dental una opción adecuada para tratamiento de rehabilitación oral (38).

Mediante la presente investigación se observó un valor promedio de resistencia a la fractura de 0,98 N DE [$\pm 0,79-1,45$ N] (5,85 DE [$\pm 2,45-9,28$] MPa), evidenciando que el valor mínimo de resistencia a la fractura fue de 0,41 N (2,45 MPa) y el valor máximo de 1,55 N (9,28 MPa), resultados comparables con los realizados por el instituto de biomecánica de Valencia, que efectuó pruebas con el propósito de evaluar y analizar las propiedades mecánicas como la compresión, flexión y de fatiga a la flexión de un bloque de 5 x 5 x 12 mm de G-CAM(60). Cada muestra se sometió a esfuerzo compresivo aplicando cargas hasta el fracaso de la muestra, evidenciando resultados de fuerza a la compresión mucho mayores a los de la presente investigación, no obstante, esto se debe a que el 75% de la muestra fue sometida a la máquina de termociclado

simulando permanencia de uno, tres y cinco años de permanencia en cavidad oral, lo que presuntamente afecta la resistencia a la fractura del G-CAM.

Ahora, si se comparan los resultados de la resistencia a la fractura del G-CAM reportado por el instituto de biomecánica de Valencia, con el grupo tiempo cero (T0) o grupo control de la presente investigación, el cual fue expuesto a esfuerzo compresivo, se evidencia una resistencia a la fractura similar, debido al ajuste proporcional del grosor de la muestra, pues las láminas analizadas en la presente investigación tuvieron un grosor de 0,6 mm, mientras que las del instituto de biomecánica de Valencia un grosor que equivale al doble (60).

Un estudio reciente realizado por Landinez en el 2022 en la ciudad de Bucaramanga, Colombia; tuvo como principal objetivo evaluar la resistencia compresiva a la fractura en láminas de G-CAM Grafeno y Vita Enamic (61), para esto se utilizaron 40 láminas a examinar, distribuidas en dos grupos con 20 láminas cada uno de los materiales mencionados a continuación. De acuerdo a la información de interés para la presente investigación es preciso mencionar que los resultados obtenidos por el estudio de Landinez presentaron similitudes en cuanto a resistencia a la fractura y tiempo de ocurrencia del fracaso de las muestras. Landinez reportó resistencia máxima a la fractura de las láminas de G-CAM de $1,67[\pm 0,41]$ N ($9,95[\pm 2,46]$ MPa); mientras las estudiadas en este proyecto reportaron una resistencia a la fractura inferior a la del estudio en mención; sin embargo, la diferencia mínima se debe al grosor de la lámina estudiada por Landinez, la cual mide 0,4 mm más a la de la del presente estudio.

Por otro lado, Landinez también estudio el tiempo de ocurrencia de la fractura de las láminas de G-CAM grafeno en segundos reportando como resultado un tiempo de ocurrencia promedio de $77,58[\pm 32,37]$ segundos (61), el cual al ser comparado con el tiempo de fractura de las 20 láminas de G-CAM grafeno que se sometieron directamente a esfuerzo compresivo se encontraba por debajo al reportado por Landinez, pero esto, presuntamente se debe al grosor de la muestra que era más delgada, como se indicó anteriormente.

Finalmente, dentro de las fortalezas del presente proyecto se resalta la importancia de la información recolectada sobre un material novedoso con propiedades físico-mecánicas excelentes y su comportamiento en un medio simulado de la cavidad oral; lo que resulta relevante al momento de tomar decisiones clínicas para tratamiento con restauraciones definitivas. Adicionalmente, se utilizaron máquinas con buena calibración y altamente calificados para efectuar el esfuerzo compresivo y las condiciones de temperatura y humedad requeridas por los investigadores para el desarrollo del proyecto. Por otro lado, dentro de las limitaciones se destaca la ausencia de literatura científica que permita ofrecer mayor conocimiento sobre el uso del biomaterial y comportamiento dentro de la cavidad oral, lo que a su vez dificultó realizar la comparación de los resultados de la presente investigación.

8. Conclusiones

La resistencia a la compresión promedio del G-CAM grafeno fue de $0,98$ DE $[\pm 0,79-1,45]$ N con un tiempo de ocurrencia del fracaso de la muestra de 51,81 segundos. Adicionalmente, la máxima resistencia a la fractura que puede llegar a soportar el G-CAM grafeno es de 1,55 N.

Por otro lado, la resistencia compresiva reportada de las láminas que se sometieron a termociclado por mil (1 año), tres mil (3 años) y cinco mil ciclos (5 años), fue de 1,0 DE $[\pm 0,24]$ N, 0,95 N DE $[\pm 0,24]$ N y 1,05 DE $\pm 0,28$ N, respectivamente.

Finalmente, al comparar el comportamiento de la resistencia al fracaso de las láminas que fueron sometidos al termociclador, simulando periodos de permanencia en cavidad oral de uno, tres y cinco años, se logró concluir que entre el año y los tres años se presentó una disminución de la resistencia a la compresión y de los tres a los cinco años, se presentó un aumento de la resistencia, no obstante, no se presentó diferencias estadísticamente significativas.

La hipótesis nula fue confirmada pues la resistencia compresiva del grafenano dental fue afectada con el proceso de termociclado, sin embargo, estos resultados no presentaron significancia estadística.

9. Recomendaciones

Se recomienda continuar con la línea de investigación, realizando los estudios de resistencia a la compresión de coronas definitivas en G-CAM grafeno talladas por CAD-CAM, lo que acerca un poco más a la realidad los resultados obtenidos.

Sería bueno ampliar el enfoque de la investigación y no solamente analizar o estudiar las propiedades físico-mecánicas sino también, las estéticas.

Referencias

1. Pérez M, Pérez ML, Pérez AT, Hechavarría Z, Pérez A. Aplicaciones de biomateriales en la Estomatología. Holguín. [En línea] 2018 Oct [fecha de acceso: abril de 2020]; 22 (4): [aprox. 14 p.]. URL disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1560-43812018000400012&lng=es&nrm=iso
2. Garchitorea Ferreira M, Bioactive materials in dentin remineralisation, Odontoestomatología, 2016, Vol. 8. Nº 28: 11-19.
3. Martínez J, K. G-CAM material bioinspirado, Nuevos materiales inspirados en la naturaleza. Dental prótesis. Nov 2019; (204): 35- 8.
4. Banchieri D, Cabrera M, Mega J, García A, Molinari A, Lasalvia A. Materiales dentales, Módulo I Manual de apoyo Teórico. [Tesis]. Uruguay. UdelaR. Jul 2016.
5. Becerra M, Contreras W, Camacaro M, Khair M, Barrios J, Cárdenas M. Biomateriales odontológicos, propiedades de los materiales dentales. [Tesis]. San Diego. Universidad José Antonio Páez. Abril 2015.
6. Arce N, Cabezas C, Posada E, López L, Garzón H. Comparación de la resistencia de dos resinas microhíbridas para la restauración dental. Estomatología [En línea]. 2005 [fecha de acceso: abril de 2020]; 13 (2): 13 p. URL disponible en: http://estomatologia.univalle.edu.co/index.php/revista_estomatologia/article/view/5581/7856
7. Salvatore S. Grafeno, un material de futuro en prótesis dentales. Dental prótesis. Nov 2019; (204): 35-6.
8. Vidhawan S, Malhotra R, Vinicius Rosa. Translucency, hardness and strength parameters of PMMA resin containing graphene-like material for CAD/CAM restorations. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Dec 2019; 100. 1-6.
9. Chen Milton. La educación no debe quedarse atrás, debe evolucionar. [En línea]. Oct 2011. Global Education Fórum. Madrid. URL disponible en: <https://www.diariocritico.com/noticia/400995/dc-investigacion/la-educacion-no-debe-quedarse-atras-debe-evolucionar.html>

10. Manns A, Diaz G, Sistema estomatognático, Facultad de odontología, Universidad de Chile, 2009.
11. Cabeza R, Hernández, Pérez J, Structural and Functional Alterations of the Stomatognathic System: Physiological management of the speech therapist [bibliographic study], 2017, Areté issn-l:1657-2513, 17 (1), 29-35. [Internet], disponible en: file:///C:/Users/aleja/Downloads/Dialnet-AlteracionesEstructuralesYFuncionalesDelSistemaEst-6505545.pdf
12. Manns A, Biotti J, Brizuela C, Dolwick M, Fresno M, Gonzales H, et al. Sistema Estomatognático: Fisiología y sus correlaciones clínicas-biológicas. Madrid: Ripano 2013.
13. Sakai E, Cotirm-Ferreira F, Santos N. Nova Visaoem Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares. Sao Paulo: Santos Ed 2012.
14. Queiroz I, Justino H, Berretin-Feliz G. Terapia Fonoaudiológica em Motricidade Orofacial. Sao Paulo: Pulso Ed 2012.
15. Quintana del Solar, Martín; Castilla Camacho, Marisol; Matta Morales, Carlos. Resistencia a la fractura frente a carga estática transversal en piezas dentarias restauradas con espigo-muñón colado, postes de fibra de carbono y de aleación de titanio. Revista Estomatológica Herediana, vol. 15, núm. 1, enero-junio, 2005, pp. 24-29. Universidad Peruana Cayetano Heredia. Lima, Perú
16. Enlow, D.: "Crecimiento maxilo facial." Editorial Interamericana Mc Graw-Hill, 3ª edición, 1992; 575 Pg 292-311.
17. Manns A., Diaz G. "Sistema estomatognático." Sociedad Gráfica Almagro Ltda. Santiago, Chile. 1988. 249 pgs. pg.:5-29, Cap. 1
18. Anusavice K.J Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales". Ed. ELSEVIER. 11ª ed. 2004.
19. Cova José Luis. Biomateriales Dentales. 1era edición. Ed. Actualidades Medico Odontológico Latinoamericano, C.A (2004). (Pp. 17-69, 75-86, 90- 94, 106-116, 138-142, 147-165, 186-196.)
20. Curiqueo, A.; Salamanca, C.; Borie, E.; Navarro, P. & fuentes, r. Evaluación de la fuerza masticatoria máxima funcional en adultos jóvenes chilenos. Int. J. Odontostomat., 9(3):443-447, 2015.
21. Sánchez R. Resistencia a la fractura de piezas dentarias restauradas con espigos prefabricados sometidos a fuerzas verticales in vitro. Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
22. Macchi, Ricardo Luis. Materiales Dentales. 3era edición. Ed. Médica Panamericana, 2004; 224.
23. Vega A, Resistencia a la tracción de resinas compuestas expuestas a fotopolimerización con luz L.E.D a diferentes tiempos. Estudio comparativo in vitro, Proyecto de Investigación presentado como requisito previo a la obtención del Título de Odontóloga, UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR, Quito – Ecuador, 2016, [Internet], disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/8288/1/T-UCE-0015-461.pdf>
24. Rivas, V, Estudio Comparativo in vitro la tracción diametral y la dureza superficial de resinas compuestas fluídas polimerizadas con lámparas de luz halógena a través de bloques de artglass. (Tesis de posgrado). Universidad de Chile. Santiago.2012.
25. Anusavice P. Ciencia De Los Materiales Dentales. (11ª Ed.). Barcelona - España: Editorial Elsevier. 2004
26. Toledano M, Arte Y Ciencia De Los Materiales Odontológicos. Barcelona España. 2009
27. Perez M, et al., Biomaterials applications in Dentistry, Artículo de revisión, ccm vol.22 no.4 Holguín oct.-dic. 2018.

28. Apaza C, Bustamante G, Propiedades físicas de los biomateriales en odontología, Rev. Act. Clin. Med v.30 La Paz feb. 2013.
29. Magne, Pascal, DMD, PhD, Schlichting, Luís Henrique, DDS, MS, Maia, Hamilton Pires, DDS, PhD, Baratieri, Luiz Narciso, DDS, PhD. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;104(3):149-157.
30. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials* 2015;31(8):907-915.
31. Pérez, P. Benítez, D. Vergel, J. Efecto del espesor de dos materiales cerámicos en la resistencia a la fractura para la fabricación de carillas oclusales. Universidad Pontificia Bolivariana.
32. Macchi R, *Materiales dentales*, 4th Ed, Panamericana, 2007
33. Sahoo NG, Pan Y, Li L, Chan SH. Graphene-based materials for energy conversion. *Adv Mater Deerfield Beach Fla.* 2012;24(30):4203-10.
34. García V. Estudio de la estabilidad del óxido de grafeno con el tiempo, [Trabajo Fin de Máster]. Universidad de Oviedo, Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica; 2013.
35. García J. Sistemas híbridos de polianilina y nanoestructuras de carbono para su aplicación en músculos artificiales y supercondensadores, Universidad de Alicante; 2012.
36. Chen D, Feng H, Li J. Graphene oxide: preparation, functionalization, and electrochemical applications. *Chem Rev.* 2012;112(11):6027-53.
37. Zhang M, Parajuli RR, Mastrogiovanni D, Dai B, Lo P, Cheung W, et al. Production of graphene sheets by direct dispersion with aromatic healing agents. *Small Weinh Bergstr Ger.* 21 de mayo de 2010;6(10):1100-7.
38. Improving PMMA resin using graphene oxide for a definitive Prosthodontic rehabilitation - A clinical report Luís Azevedo, José L. Antonaya-Martin, Pedro Molinero-Mourelle, Jaime del Río-Highsmith, *Journal section: Prosthetic Dentistry.* 2019.
39. Dental Prótesis, Consejo general de protésicos Dentales de España, Grafeno un material del futuro en prótesis dentales, No. 204, noviembre 2019.
40. Catálogo, Graphenano Dental, G_CAM Grapheno, info@graphenanodental.com
41. Grafenano, El grafeno: propiedades y aplicaciones, [internet], 2017, disponible en: <https://www.graphenano.com/uploads/2017/11/Que-es-el-grafeno.pdf>
42. Pérez A, Influencia de la etapa de exfoliación en el proceso de obtención de óxidos de grafeno a partir de diferentes grafitos. [Tesis Fin de Master], Universidad de Oviedo, Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica; 2013.
43. Dental prótesis, Consejo General de Protésicos Dentales de España, GRAFENO un material de futuro en protesis dentales, *Expodental.es*, 2019; No. 204.
44. Instituto Valenciano de microbiología, Prueba de irritación intracutánea aguda con el producto, Disco biopolímero nano reforzado con grafeno G-CAM, 2019.
45. Graphenano Dental Company – Cátedra de Formación e I+D en Odontología Clínica y Cátedra en Odontología Estética Adhesiva UCAM [internet], disponible en: <https://www.eldentistamoderno.com/2020/04/la-nanotecnologia-del-grafeno-aplicada-a-la-odontologia-nuevos-materiales-bioinspirados-en-la-naturaleza/>
46. Evaluation of microleakage in composite restorations after several aging periods, Carla Grimaneza Molina, Iván Ricardo García Merino, Jonathan Eduardo Aldas Ramírez, Gabriela Falconí Borja, Ana del Carmen Armas Vega. 2015.

47. Gómez F, Gómez A, Estudio del Material G-Cam, Biopolimero Nanoreforzado con Grafeno, IBV Instituto de Biomecánica de Valencia, España, 2020.
48. Bittencourt F, Barbosa B, Costa L, Atta M, Efeito do número de ciclos térmicos na microinfiltração, *Pesqui Odontol Bras*, 2003, 17 (4); 337-341.
49. Gale M, Darvell B, Thermal Cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of dentistry*, 1999, 27: 89-99.
50. Correia M, ¿Qué es y cómo funciona un Termociclador?, AllScience, [internet], disponible en: <https://www.e-allscience.com/blogs/news/8477021-que-es-y-como-funciona-un-termociclador>
51. Pérez, P. Benítez, D. Vergel, J. Efecto del espesor de dos materiales cerámicos en la resistencia a la fractura para la fabricación de carillas oclusales. Universidad Pontificia Bolivariana.
52. Hernández R, Fernández C, Baptista M, Metodología de la investigación, 6ª edición, México, McGraw-Hill / Interamericana Editores, S.A. de C.V., 2014.
53. Ramírez R, Hernández C, Núñez R, Núñez A, García G, Univariate VS Multivariate Analyses in Genetic Evaluation of Growth Traits in Two Cattle Breeds, *Agrociencia*, 2007, 41: 271-282.
54. Ministerio de Salud y Protección Social de la República de Colombia, Resolución Numero 8430 de 1993, [internet], disponible en: Microsoft Word - Resolucion.dot (minsalud.gov.co)
55. Pérez M, Pérez ML, Pérez A, Hechevarría Z, Pérez Amed, Aplicaciones de biomateriales en la Estomatología., [Internet]. 2018 Dic [citado 2022 Ago 08]; 22(4): 667-680. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1560-43812018000400012&lng=es.
56. Bucheli MC. Evaluación de la microfiltración en restauraciones indirectas cementadas con resina precalentada, cemento de grabado total y un agente auto adhesivo. [Tesis]. [Quito]: Universidad San Francisco de Quito; 2017.127p. Disponible en: <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/6432/1/130958.pdf>
57. Tahriri M, Moztarzadeh F. Preparation, characterization, and in vitro biological evaluation of PLGA/nano-fluorohydroxyapatite (FHA) microsphere-sintered scaffolds for biomedical applications. *Appl Biochem Biotechnol*. 2014[citado 5 sep 2017]; 172 (5): 2465–2479. Disponible en: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs12010-013-0696-y>
58. Alcántara E, Solís W, Ensayo de compresión en muñones preparados con resinas de alta viscosidad dual y cemento resinoso dual auto-grabable con fines protésicos llevados a cabo en la Clínica de Odontología Dr. René Puig Bentz en el periodo enero-abril del año 2019: estudio in-vitro, Trabajo de grado para la obtención del título Doctor en Odontología, Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña, República Dominicana, 2019, [internet], disponible en: <https://repositorio.unphu.edu.do/bitstream/handle/123456789/1760/Ensayo%20de%20compresi%C3%B3n%20en%20mu%C3%B1ones%20preparados%20con%20resinas%20de%20alta%20viscosidad%20dual%20y%20cemento%20resinoso%20dual%20auto-grabable%20con%20fines%20prot%C3%A9sicos%20llevados%20a%20cabo%20en%20la%20Cl%C3%ADnica%20de%20Odontolog%C3%ADa%20Dr.%20Ren%C3%A9%20Puig%20Ben.pdf?sequence=1>
59. Mora K, Tosta O, Martínez J, Influencia de los Parámetros del diseño de prótesis (GCAM) sobre implantes fabricadas mediante sistemas CAD/CAM, Reportaje técnico, Dental Prótesis,

- 2021;N° 208, pág 26-29, [Internet], disponible en: file:///C:/Users/USUARIO/Downloads/DentalProtesis_n208_compressed.pdf
60. Instituto de Biomecánica de Valencia. Estudio del material G-Cam, biopolímero nanoreforzado con grafeno. 2020. Código 200005 – PV20/023.
61. Landinez T, Pineda K, Trujillo K, Resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas en láminas de G-CAM Grafeno y Vita Enamic. Comparación in vitro, Repositorio USTA, 2022, [Internet], disponible en: <https://repository.usta.edu.co/handle/11634/42436>
62. Noticias de Madrid, El grafeno como material investigado en implantes dentales. 2019. Odontólogos.com.co, [Internet], disponible en: <https://odontologos.com.co/noticia/el-grafeno-como-material-investigado-en-implantes-dentales>
63. Grupo graphenano, graphenano dental, Disco de polímero nanoreforzado con grapheno para fresado, Material certificado para prótesis definitiva. [Internet], disponible en: info@graphenanodental.com

Apéndices

Apéndice A. Operacionalización de las variables

Operacionalización de las variables					
Variabl e	Definición conceptual	Definición operativa	Naturaleza de la variable	Escala de medición	Valor que asume
Material	Magnitud física con que se mide la duración o separación de acontecimientos.	Durabilidad del disco de G-CAM al someterse a la máquina de termociclado.	Cualitativa	Ordinal	T0 (Control) T1 (1 año); T3 (3 años) T5 (5 años).
Resisten cia	Capacidad de los sólidos para soportar tensiones sin alterarse.	Capacidad del disco de G-cam para soportar esfuerzo compresivo provenientes de la máquina Instron	Cuantitativa	Continua	Newtons Megapascale s

Tiempo	Periodo determinado durante el que se realiza una acción u ocurre un acontecimiento	Periodo de tiempo medido en segundos que transcurre hasta que la lámina de G-cam sufre fractura	Cuantitativa	Continua	Segundos
Máximo esfuerzo	Límite superior o extremo a que puede llegar algo	Máxima cantidad de esfuerzo que la lámina de G-cam grafeno puede soportar.	Cuantitativa	Continua	Newtons Megapascals

Apéndice B. *Instrumento de recolección de datos*

**INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS
RESISTENCIA COMPRESIVA DEL G-CAM GRAFENO**

Investigador: _____ **C.C.:** _____
Fecha de elaboración: _____ **Hora:** _____
Lugar: _____

GRUPO: T0__ T1__ T3__ T5__		
Características de la muestra:		
ID Lámina	Resistencia a la compresión (N) (MPa)	Tiempo de fracaso (Seg)
Lámina 1		
Lámina 2		
Lámina 3		
Lámina 4		
Lámina 5		
Lámina 6		
Lámina 7		

Lámina 8		
Lámina 9		
Lámina 10		
Lámina 11		
Lámina 12		
Lámina 13		
Lámina 14		
Lámina 15		
Lámina 16		
Lámina 17		
Lámina 18		
Lámina 19		
Lámina 20		
TOTAL		

Observaciones: _____

Firma: _____.

Apéndice C. Análisis Bivariado

Análisis bivariado			
Variable Independiente	Variable dependiente	Naturaleza categórica	Prueba estadística
Resistencia	Material (cuatro categorías)	Cuantitativa/Cualitativa	ANOVA / KRUSCAL WALLIS
Tiempo	Material (cuatro categorías)	Cuantitativa/Cualitativa	ANOVA / KRUSCAL WALLIS
Máximo esfuerzo	Material (cuatro categorías)	Cuantitativa/Cualitativa	ANOVA / KRUSCAL WALLIS

Apéndice D. Carta de solicitud de patrocinio a Adental

Bucaramanga, 16 de marzo de 2021

Señor:

Rafael Rincón Meza

Gerente General Adental

Carrera 47 # 79 - 234

Barranquilla, Atlántico

Asunto: Solicitud de patrocinio de proyecto de investigación.

Cordial saludo

A través de la presente, me dirijo a usted de manera respetuosa, con el fin de solicitar el patrocinio de su compañía mediante suministro de los Discos de G-CAM grafeno, que permitan el desarrollo del proyecto de investigación llamado “RESISTENCIA COMPRESIVA DEL GRAPHENANO DENTAL EN EL TIEMPO IN VITRO”, realizado para obtener el título de Especialista en Rehabilitación Oral de la Universidad Santo Tomas, sede Bucaramanga, Santander.

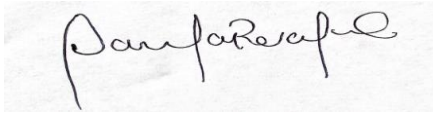
El objetivo principal de la investigación es evaluar la resistencia a la compresión del G-CAM, simulando su uso en cavidad oral, por medio de una máquina de termociclado y finalmente, poder comparar su comportamiento a lo largo de uno, tres y cinco años. Esta investigación ofrecerá información valiosa al gremio de la salud dental y demás interesados, sobre las propiedades y el uso de uno de los materiales más recientes e innovadores de la industria odontológica, por lo que es de gran importancia para nosotros, poder contar con su apoyo.

Atentamente.



Cindy Johana Ortíz Tafur

CINDY JOHANA ORTÍZ TAFUR
Odontóloga
Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA



Monica Daniela Rosales Contreras

MONICA DANIELA ROSALES CONTRERAS
Odontóloga
Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA



Julio Alberto Mosquera Londoño

JULIO ALBERTO MOSQUERA LONDOÑO
Odontólogo, Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA

Apéndice E. *Respuesta de solicitud de patrocinio a Adental*

Re: Solicitud Patrocinio proyecto de investigación: graphenano dental

Jesús Martínez <jesusmartinez@graphenano.com>

Vie 16/04/2021 2:50

Para: MONICA DANIELA ROSALES CONTRERAS <monica.rosales@ustabuca.edu.co>; rafael@adental.com.co <rafael@adental.com.co>

CC: Karla Mora <karlamora@graphenanodental.com>

Querida Mónica,

Lo primero es agradecerle el interés en nuestro producto.

La investigación que nos planteas nos parece muy interesante.

Podéis contar con mi apoyo y el de la compañía para realizar el trabajo.

Pongo en copia a nuestra directora de desarrollo, la Dra. Karla Mora, para que coordine la documentación pertinente y el envío de las muestras.

Cualquier cosa que necesitéis , estamos a vuestra disposición.

Jesús Martínez / General Manager

e. jesusmartinez@graphenano.com

Graphenano Dental

Calle Pablo Casals, 13 • 30510 • Yecla, Murcia.

t. +34 965 108 102

e. info@graphenano.com

