

# Resistencia flexural de una estructura de prótesis híbrida fabricada con polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®

Gustavo Adolfo Pérez Quintana<sup>1</sup>  
 Edgar Hernán Meneses Silva<sup>2</sup>  
 Gloria Judith Herrera Lara<sup>2</sup>  
 Alejandra Ordoñez Molina<sup>3</sup>  
 Carlos Humberto Martínez Cajas<sup>3</sup>

## Resumen

**Objetivo:** Cuantificar la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®). **Metodología:** Estudio in vitro, con 6 estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®, con voladizos distales de 7 mm y 10 mm. Se simula una prótesis híbrida con implantes dentales de conexión externa en las posiciones de los dientes 34, 32, 42 y 44, para restauración hasta los primeros molares. Con postes de escaneo se digitalizaron las piezas el diseño CAD de la prótesis dental. Se utilizó una fresadora 5 ejes Roland DWX-5DCI. La prueba de resistencia se realizó en máquina universal Tinius Olsen H50KS. Se calcularon las medidas de tendencia central, dispersión y posición (Prism 10 ver10.2.0), se realizó prueba Kruskal Wallis y post prueba de Dunn, Prueba U-Mann Whitney, con un nivel de significancia de 0,05. **Resultados:** Hubo mayor resistencia en la zona central de las estructuras con voladizo de 7 mm y 10 mm, en comparación con los voladizos a los lados derecho e izquierdo. Para el voladizo de 7 mm, se obtuvieron valores de resistencia de 239,1 MPa (IQR: 219-273,2) en el lado izquierdo, 208,3 MPa (IQR: 206,1-228,2) el lado derecho y 490 MPa (IQR: 457,8-504) en la zona central. Con el voladizo de 10 mm, se registraron 193,5 MPa (IQR: 182,4-209,9) en el lado izquierdo, 163,9 MPa (IQR: 162,4-66,9) en el lado derecho y 394,5 MPa (IQR: 388,3-434,1) en la zona central. Para el voladizo de 10 mm, esta fuerza fue de 1043,8 N, y para el voladizo de 7 mm fue de 1200,8 N. Los valores máximos de fuerza para los lados izquierdo (632,8 N) y derecho (566,8 N) indican que la estructura con un voladizo de 7 mm tiene mayor resistencia en términos de fuerza máxima. **Conclusiones:** Las estructuras con un voladizo de 7 mm presentan una mayor resistencia flexural. El polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®) es una alternativa duradera y ligera a los materiales convencionales. Para la fabricación de una estructura de prótesis, demuestra ser una opción viable y resistente.

**Palabras clave:** CAD-CAM, Prótesis híbrida, rehabilitación oral.

## Flexural strength of a hybrid prosthesis structure fabricated with glass fiber reinforced polymer Trilor®

## Abstract

**Objective:** To quantify the flexural strength of a structure made of a glass fiber reinforced polymer (Trilor®). **Methodology:** In vitro study, with 6 frameworks fabricated with a Trilor® fiberglass reinforced polymer, with distal cantilevers of 7 mm and 10 mm. A hybrid prosthesis is simulated with externally connected dental implants in the positions of teeth 34, 32, 42 and 44, for restoration up to the first molars. The CAD design of the dental prosthesis was digitized with scanning posts. A Roland DWX-5DCI 5-axis milling machine was used. The strength test was performed on a Tinius Olsen H50KS universal machine. The measures of central tendency, dispersion and position were calculated (Prism 10 ver10.2.0), Kruskal Wallis test and Dunn's post test, U-Mann Whitney test, with a significance level of 0.05 were performed. **Results:** There was greater resistance in the central zone of the structures with 7 mm and 10 mm overhangs, compared to the overhangs on the right and left sides. For the 7 mm cantilever, strength values of 239.1 MPa (IQR: 219-273.2) were obtained on the left side, 208.3 MPa (IQR: 206.1-228.2) on the right side and 490 MPa (IQR: 457.8-504) in the central zone. With the 10 mm cantilever, 193.5 MPa (IQR: 182.4-209.9) was recorded on the left side, 163.9 MPa (IQR: 162.4-66.9) on the right side and 394.5 MPa (IQR: 388.3-434.1) in the central zone. For the 10 mm cantilever, this force was 1043.8 N, and for the 7 mm cantilever it was 1200.8 N. The maximum force values for the left (632.8 N) and right (566.8 N) sides indicate that the structure with a 7 mm cantilever has higher resistance in terms of maximum force. **Conclusions:** Structures with a 7 mm cantilever have higher flexural strength. Glass fiber reinforced polymer (Trilor®) is a durable and lightweight alternative to conventional materials. For the fabrication of a prosthetic framework, it proves to be a viable and strong option.

**Keywords:** CAD-CAM, Hybrid prosthesis, oral rehabilitation.

Recibido: May 2024, Aceptado: May 2024, Publicado: Jun 2024.

### Citación:

Pérez GA, Meneses EH, Herrera GJ, Ordoñez AM, Martínez CH. Resistencia flexural de una estructura de prótesis híbrida fabricada con polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®. Journal Odont Col. 2024;17(33):42-55

1. Odontólogo(a), Residente de la Especialización en Rehabilitación Oral - Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC
2. Odontólogo(a), Especialista en Rehabilitación Oral, Docente Colegio Odontológico - Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC
3. Odontólogo(a), Msc. en Epidemiología, Docente Colegio Odontológico - Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC

Autor responsable de correspondencia: Gloria Judith Herrera Lara  
 Correo electrónico: [gherrera@unicoc.edu.co](mailto:gherrera@unicoc.edu.co)



## Introducción

La salud oral es fundamental para mejorar la calidad de vida, ya que está estrechamente relacionada con la capacidad de alimentación, comunicación y presentación estética (1). El edentulismo, que implica la pérdida de dientes por diversas razones, congénitas o adquiridas, afecta significativamente la masticación y, por ende, la nutrición de quienes lo padecen (2, 3). Además, provoca dificultades en la pronunciación y la interacción social, así como alteraciones en la estética facial, lo que puede afectar la percepción de sí mismo y la autoestima del individuo (4).

Desde el campo de la odontología, se han desarrollado tratamientos para restaurar tanto la función como la apariencia estética comprometidas por el edentulismo (5, 6). Para el tratamiento de pacientes edéntulos, existen varias opciones, entre ellas las prótesis dentales soportadas por implantes, que ofrecen beneficios tanto funcionales como estéticos, mejorando así la salud y calidad de vida de estos pacientes (4). Al utilizar prótesis implantosoportadas, es importante considerar factores como el tipo de material utilizado y aspectos específicos como la osteointegración, que es la capacidad del hueso para integrarse con el implante (5).

Tradicionalmente, se han utilizado materiales como el cobalto-cromo y el titanio para prótesis dentales (6, 7). Sin embargo, estos materiales presentan algunas desventajas, como el riesgo de alergias, su mayor peso y densidad, así como diferencias estéticas respecto a los dientes naturales (8). Además, su dureza puede provocar problemas al transferir la carga de la masticación, y su conductividad térmica es diferente a la de los dientes naturales, lo que puede causar incomodidad al paciente (7). Por otro lado, el uso de zirconio y polímeros de alto rendimiento, como Peek y PeKK, ha ganado popularidad debido a su resistencia, biocompatibilidad y capacidad para absorber cargas masticatorias (9, 10).

Por años se han usado materiales, siendo los más comunes el cobalto-cromo y el titanio, sin embargo, ha existido una constante investigación por descubrir nuevos materiales con mayores prestaciones (11). La zirconia dental derivada del óxido de circonio, un compuesto químico con propiedades excepcionales es conocido por su resistencia a la corrosión y su alta resistencia a la temperatura. Por dichas condiciones se asemeja más a un material cerámico. Su uso ha demostrado cualidades positivas, sin embargo, su dureza es uno de los principales inconvenientes, con sus 220 GPa (gigapascasles) de módulo elástico, a menudo representa una condición no apta para la absorción de cargas masticadoras, especialmente sobre soportes implantarios (9).

Otros materiales libres de metales, como son los polímeros de alto rendimiento como Peek y PeKK, ambos termoplásticos, estos han demostrado su capacidad y resistencia, además de ser biocompatibles (12). Aunque están reforzados con partículas de vidrio tienen un

módulo elástico inferior a 4 GPa lo cual está por debajo de los estándares de un hueso humano que oscila entre 20 a 40 GPa, lo que los hace más flexibles a la presión o carga (13). Materiales como los compuestos reforzados con fibra (FRC, Fiber-Reinforced Composite) ofrecen un módulo elástico de aproximadamente 20 GPa (14). Por su parte, los polímeros de alto rendimiento, como TRINIA® y TRILOR®, presentan módulos de elasticidad de 18 GPa y 26 GPa, respectivamente. Estos valores son cercanos al módulo de elasticidad del hueso cortical, lo que crea un entorno menos rígido para el conjunto implante-pilar-prótesis (15).

Ante los datos sobre el módulo de elasticidad de 18 GPa y 26 GPa, en polímeros de alto rendimiento, como TRINIA® y TRILOR®, surge el interés por conocer bajo pruebas de laboratorio su resistencia. De manera que con datos verificados se puedan conocer las propiedades mecánicas para su inclusión como alternativa en la elaboración de prótesis híbridas.

Materiales como la fibra de carbono, resinas compuestas reforzadas con fibra de vidrio (Trinia, Trilor), PEEK (Poli Eter Eter Cetona) o PEKK (Poli Eter Cetona Cetona) han ido ganando terreno en la fabricación de mesoestructuras para prótesis híbridas por técnica sustractiva mediante sistemas CAD CAM. Se considera que debido a su bajo módulo elástico estas estructuras pueden absorber la energía del ciclo masticatorio reduciendo la tensión sobre el hueso periimplantario (15). Su peso más ligero, la termo estabilidad, biocompatibilidad, resistencia química y mecánica y flexibilidad para repartir cargas se consideran características importantes para su uso en prótesis implanto soportadas (16).

Con el fin de aportar evidencia sobre el desempeño de materiales como los compuestos reforzados con fibra (FRC- Fiber-Reinforced Composite), el objetivo de este estudio fue cuantificar la resistencia flexural de una estructura de prótesis híbrida fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®).

## Materiales y métodos

### Diseño del estudio

Se recurrió a un estudio experimental in vitro, es un tipo de investigación científica que se realiza en un entorno controlado (17). Implica la manipulación de componentes en un entorno de laboratorio.

### Muestra

La muestra del estudio correspondió a estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® para prótesis dentales. Respecto al tamaño de la muestra, se constituyó por 6 estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®. Para el cálculo de la muestra se tomaron en cuenta los siguientes parámetros, de acuerdo

con los resultados del estudio de Haroyan-Darbinyan et al, de 2022 (18). (Tabla 1).

**Tabla 1. Datos para el cálculo de la muestra**

| Varianzas                         | Iguals    |
|-----------------------------------|-----------|
| Opción:                           | Opción 1  |
| Diferencias de medias a detectar: | 1.058,825 |
| Desviación estándar común:        | 611,725   |
| Razón entre tamaños muestrales:   | 1.00      |
| Nivel de confianza:               | 95.0%     |

Con se procede al cálculo de la muestra con poder del 70% y se define un tamaño de muestra de 12 para dos grupos en razón 1:1 en total para detectar una diferencia de medias de 1.058 y una desviación estándar común de 611.725.

Las estructuras fueron fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® divididas en dos grupos: a) estructuras con un voladizo de 7 mm y b) estructuras con un voladizo de 10 mm. A cada estructura de prótesis se les realizó prueba de resistencia en el lado izquierdo, derecho y centro.

Como criterios de inclusión se definieron: estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®, con voladizos distales de 7mm y 10 mm. Se definió excluir estructuras con errores o deficiencias en el proceso de diseño, fallas o debilitamiento por construcción de las estructuras.

Preparación de las muestras. Para el desarrollo de las estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®, se elaboró tanto el soporte para la fijación de cada pieza, así como la punta con que se ejerció presión (19, 20).

Se diseñó la punta que tuvo contacto con las áreas de cada estructura, en este caso se optó por la fabricación de punzón en AISI 1045 de 1" x 75mm con punta tipo pala de 5 x 1 mm S/Plano. A la par se elaboró el soporte o base de sujeción, este se fabricó con acero, con unas medidas: lámina A50 de 3/4" 140 mm x 100 mm + 77 perforaciones roscadas de 4mm + 4 bridas de sujeción + eje roscado de acople de 16-1,5 x 20mm S/Plano. Cuenta con diferentes perforaciones (7 filas y 11 columnas) para la fijación de la pieza según necesidad de la postura (derecha e izquierda), cada una de las posiciones esta atornillable para una mayor seguridad (Ver figura 1).

Así mismo, se elaboró el modelo maestro, así como una simulación de la encía y piezas dentales, esto con el objetivo de emular una situación clínica real, donde la colocación de los implantes dentales (prótesis híbridas implantosoportadas) depende en gran medida de las características anatómicas del paciente (18).

Para el diseño de los cuerpos de muestra se emuló una situación clínica real, ubicando los implantes dentales en posición anatómica de dientes 34, 32, 42 y 44, permitiendo lograr una restauración hasta primeros molares como opción terapéutica indicada para caso de pacientes edéntulos.

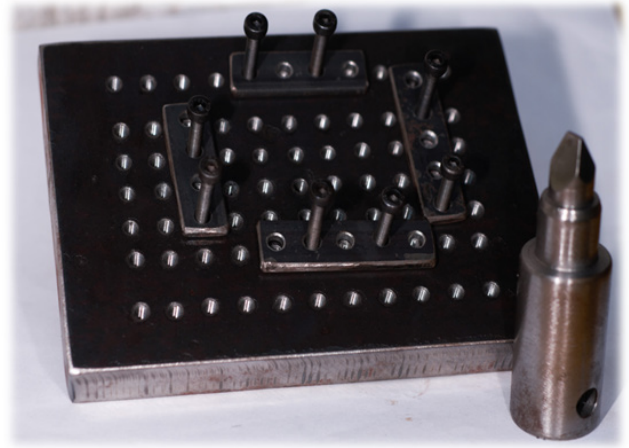


Figura 1. Soporte para la fijación de la prótesis durante la prueba.

Se inició con el modelo maestro, este se realizó con material acrílico de Autocurado NO-VACRIL, acrílico autopolimerizable. Contó con una dimensión de 15 milímetros de altura y 50 milímetros de diámetro. En la Figura 2 se presentan las fases en la creación de este modelo, teniendo por referencia una matriz inferior, con diseño All On Four (20). Como se observa en el cuadrante B se presenta el relleno del modelo, posteriormente, en el cuadrante C se aprecian el canal y perforaciones. En el cuadrante D del modelo “maestro” se aprecia la incrustación de cuatro implantes (tornillos de osteointegración) marca MIS con referencia MIS- MF7-10375 de 3,75 mm de largo y 10 mm de diámetro, de conexión externa. Los implantes están ubicados en posiciones: 34, 32, 42 y 44 del arco dentario. (Figura 2)

#### Modelo maestro



Figura 2. Plano superior del modelo maestro con implantes dentales.

Una vez se elaboró una versión de la estructura para la prótesis y la simulación de encía y piezas dentales, para tomar la referencia de cómo se ubicarían estos respecto al voladi-

zo (izquierdo y derecho). Se prepararon las piezas para su escaneo. Durante este proceso, los scan bodies (19), diseñados para ser detectados y reconocidos por el escáner digital, se colocaron sobre los implantes dentales. La información capturada se utilizó para crear un modelo tridimensional preciso de la estructura. Este modelo digital se utilizó en la planificación y diseño de prótesis dentales según parámetros de la anatomía probable del paciente.

El diseño se realiza en aplicación CAD y en la Figura 3 se aprecia el resultado del escaneo de las estructuras donde se aprecian los voladizos. En el cuadrante C se aprecia el resultado de la estructura con voladizo de 7 mm y en el cuadrante D con voladizo de 10 mm. Posteriormente, se recurrió a la manufactura asistida por Computador CAM- Fresadora 5 ejes Roland DWX- 5DCI. (Figura 3)

Las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Materiales Cerámicos y Compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales de la Universidad del Valle. Se utilizó una máquina universal de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS, con capacidad máxima de 20 kilonewtons, calibrada según las indicaciones del fabricante.

Con la utilización del equipo de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS, se realizaron las pruebas, con la utilización del soporte diseñado para fin como la punta. Lo cual se ilustra en la figura 4, en el cuadrante A se aprecia la pieza de prueba ajustada al soporte, en el cuadrante B, la pieza dentro de la máquina de ensayo, y en los cuadrantes C y D se aprecia en primer plano el contacto que tendrá la punta sobre el área de estructura.

### Análisis estadístico

Para el análisis estadístico de los datos se usó un software estadístico, programa Prism 10 para Mac OS versión 10.2.0, se calcularon las medidas de tendencia central, dispersión y posición, se realizó prueba Kruskal Wallis y post prueba de Dunn, Prueba U-Mann Whitney, Rangos intercuartílicos (IQR). Se tuvo un nivel de confianza del 95% y de significancia de 0,05.

### Resultados

En el desarrollo de los resultados se destacan los valores obtenidos con pruebas realizadas, a las seis estructuras; 3 con voladizo de 7 mm y 3 con voladizo de 10 mm. Igualmente, se realizó prueba al área central de la estructura. Se inició con la estructura con un voladizo de 10 mm, como se aprecia en la figura 5, se ilustran los valores de deformación, para las tres áreas: centro, derecha e izquierda, mostrando que el área de centro presenta mayor resistencia, seguida del área izquierda. Similar tendencia se encontró respecto a la fuerza máxima soportada, medida en Newtons.

En la tabla 3 se presentan los valores obtenidos en las tres áreas: izquierda, centro, y derecha, en la estructura con voladizo de 10 mm, se presentan resultados de resistencia flexural, deformación máxima, deformación de rotura y fuerza máxima aplicada. Se evaluaron los 3 cuerpos de muestras en tres puntos o zonas experimentales, se evidenció una mayor resistencia flexural en la zona centro con una media de 394,5 Mpa (IQR: 388,3 - 434,1) comparando el lado derecho e izquierdo, de igual forma sucede con la fuerza máxima que alcanzó una media de 1043,8N (IQR: 1027,5 - 1148,8); estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ).

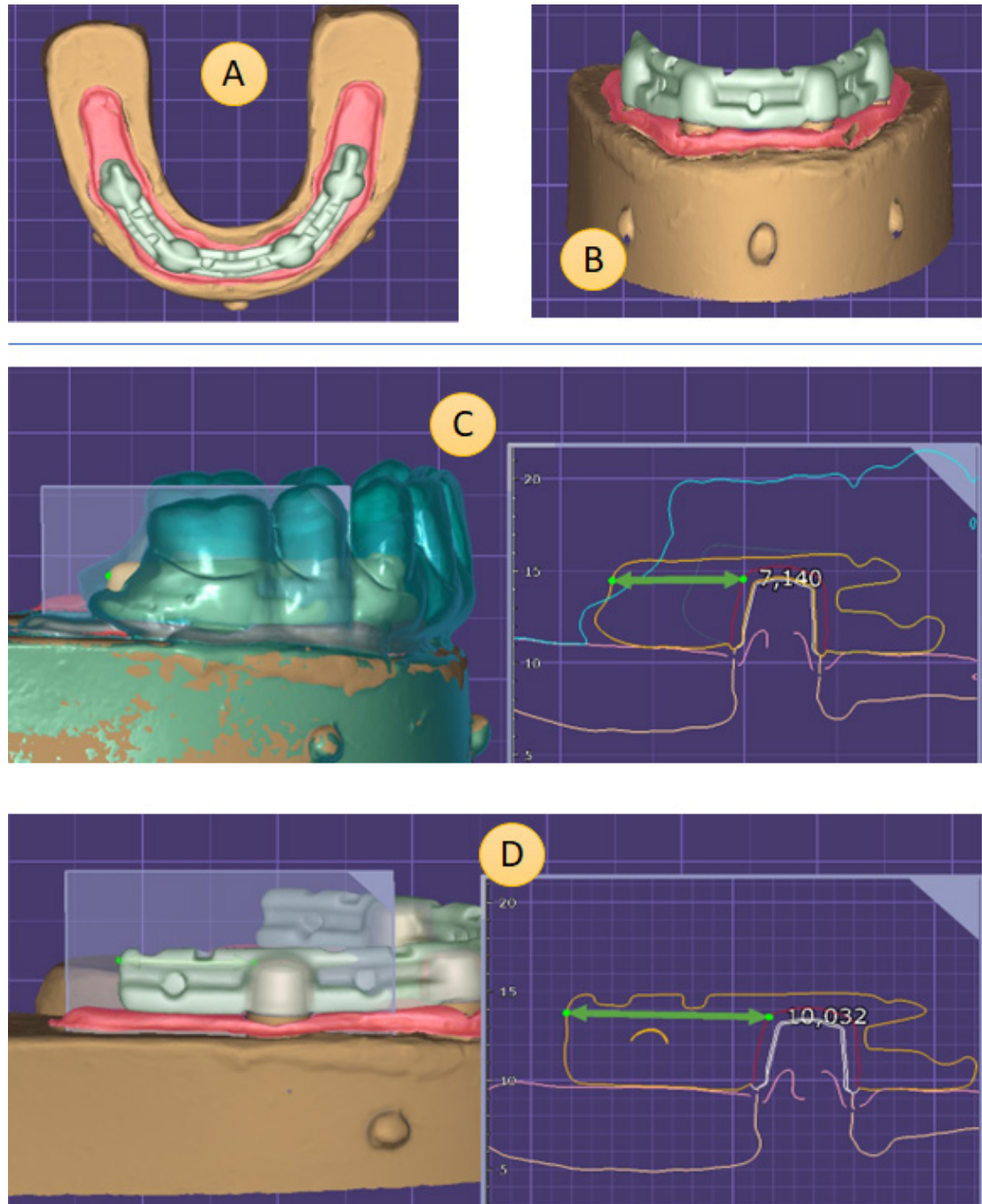


Figura 3. Resultado de escaneo digital con voladizo de 7mm y 10 mm



Figura 4. Pruebas de resistencia flexural maquina Instron Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS.

Con respecto a la deformación máxima y en rotura, si bien la zona centro presenta una mediana superior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

En la figura 6 se presentan los resultados aplicados a la estructura con un voladizo de 7 mm. En este caso se aprecia que el área centro, como el lado izquierdo presentan mayor capacidad para soportar la fuerza máxima expresada en Newtons.

En la tabla 4 se presentan los valores obtenidos en las tres áreas: izquierda, centro, y derecha, de las tres estructuras de 7 mm, se observan resultados de resistencia flexural, deformación máxima, deformación de rotura y fuerza máxima aplicada. Se evidenció una mayor resistencia flexural en la zona centro, comparando el lado derecho e izquierdo, con una media de 490 Mpa (IQR: 457,8 - 504), de igual forma sucede con la fuerza máxima que alcanzó una media de 1211,3 N (IQR: 1178,8 - 1212,5); estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ). Con respecto a la deformación máxima y en rotura, si bien la zona centro presenta una mediana superior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

Por último, se presenta un comparativo de los resultados a la resistencia a la flexura, de las dos estructuras (promedios) tanto de 10 mm y 7 mm (ver figura 7). En la tabla 5 se presenta el comparativo de resultados de las dos estructuras (promedios) a la resistencia flexural, deformación máxima, deformación rotura y fuerza máxima.

## Discusión

De acuerdo con la evidencia de estudios sobre materiales para fabricación de estructuras de prótesis, se encontró que los polímeros biocompatibles de alto rendimiento son ventajosos en el reemplazo protésico de tejidos dentales duros debido a su alta resistencia y propiedades biomiméticas (21).

Voladizos bilaterales de 10 mm

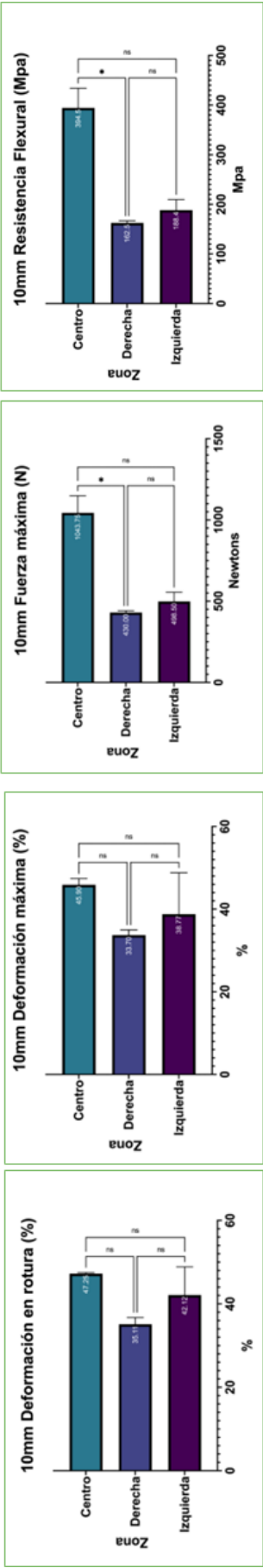


Figura 5. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm

Tabla 3. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm

| 10mm                       | Izquierda  |                    |           | Derecha            |             |                       | Centro |         |   |
|----------------------------|------------|--------------------|-----------|--------------------|-------------|-----------------------|--------|---------|---|
|                            | X±DE       | Me(IQR)            | X±DE      | Me(IQR)            | X±DE        | Me(IQR)               | X±DE   | Me(IQR) | p |
| Resistencia Flexural (Mpa) | 193,5±14,4 | 188,4(182,4-209,9) | 163,9±2,6 | 162,5(162,3-166,9) | 405,6±24,8  | 394,5(388,3-434-1)    | 0,0036 |         |   |
| Deformación Máxima (%)     | 41,2±6,8   | 38,8(35,9-48,8)    | 32,6±3,1  | 33,7(29,1-35)      | 45,3±2,5    | 45,9 (42,5-47,4)      | 0,0500 |         |   |
| Deformación Rotura (%)     | 42,3±6,5   | 42,1(35,9-48,9)    | 34,1±3,2  | 35,1(30,5-36,7)    | 45,3±2,7    | 47,3 (42,7-47,5)      | 0,1000 |         |   |
| Fuerza Máxima (N)          | 512±38,1   | 498,5 (482,5-555)  | 433,7±6,8 | 430 (429,5-441,5)  | 1073,3±65,8 | 1043,8(1027,5-1148,8) | 0,0036 |         |   |

Voladizos bilaterales de 7.0 mm

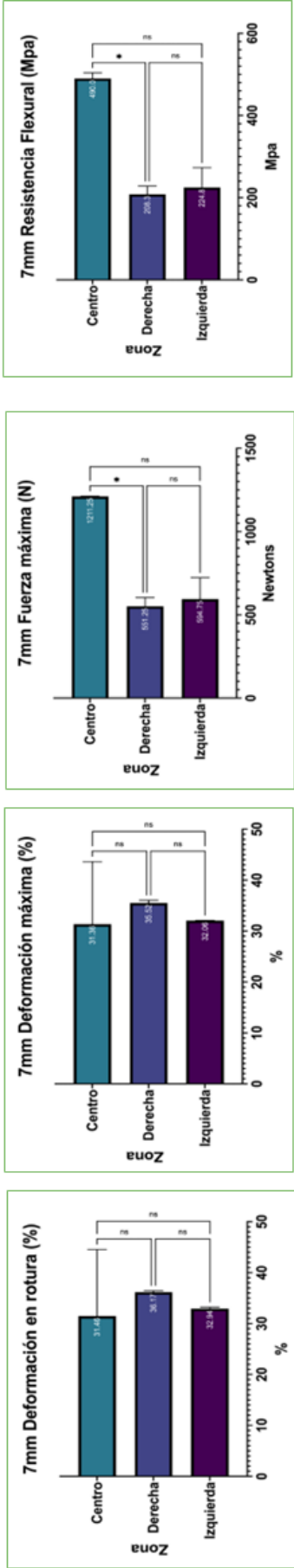


Figura 6. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm

Tabla 4. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm

| 7mm                        | Izquierda    |                  |  | Derecha      |                    |  | Centro        |                     |        |
|----------------------------|--------------|------------------|--|--------------|--------------------|--|---------------|---------------------|--------|
|                            | X+/-DE       | Me(IQR)          |  | X+/-DE       | Me(IQR)            |  | X+/-DE        | Me(IQR)             | p      |
| Resistencia Flexural (Mpa) | 239,1+/-29,6 | 224,8(219+273,2) |  | 214,2+/-12,2 | 208,3(206,1-228,2) |  | 483,9+/-23,7  | 490(457,8-504)      | 0,0250 |
| Deformación Máxima (%)     | 30,9+/-2,1   | 32,1(28,5-32,1)  |  | 33,7+/-3,6   | 35,5 (29,6-35)     |  | 33,7+/-8,9    | 31,4(26,3-43,6)     | 0,8286 |
| Deformación Rotura (%)     | 32+/-1,8     | 32,9(30-33,2)    |  | 34,9+/-2,4   | 36,2(32,1-36,5)    |  | 34,1+/-9,4    | 31,5(26,3-44,5)     | 0,6643 |
| Fuerza Máxima (N)          | 632,8+/-78,5 | 594,8(580,5-723) |  | 566,8+32,2   | 551,3(545,3-603,8) |  | 1200,8+/-19,1 | 1211,3(1178-1212,5) | 0,0250 |

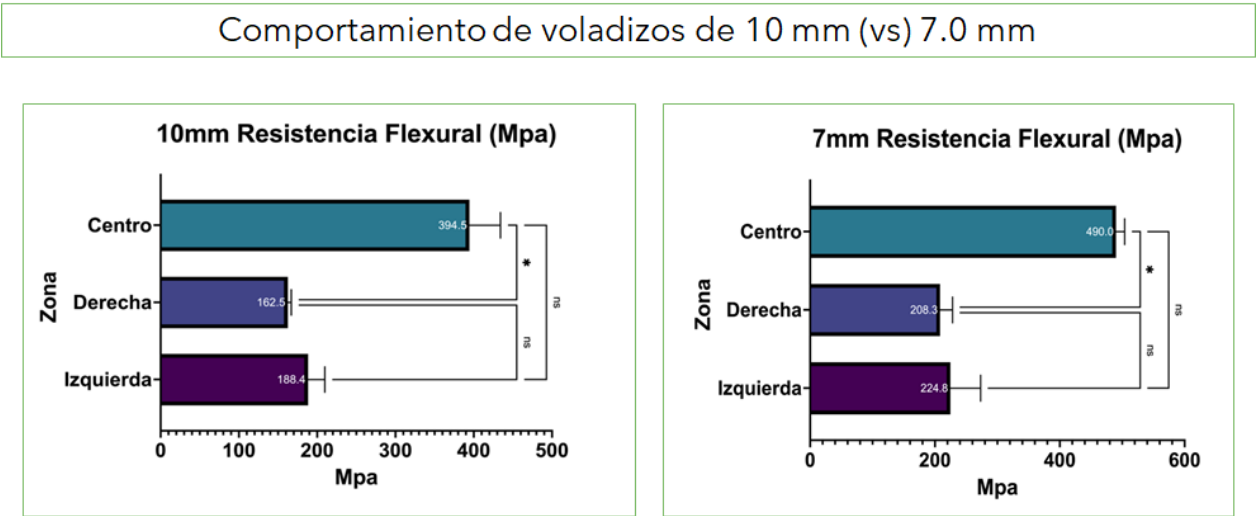


Figura 7. Comparación de los resultados de resistencia flexural.

Tabla 5. Comparación de los resultados

|                            | Izquierda | Derecha | Centro |
|----------------------------|-----------|---------|--------|
| Resistencia Flexural (Mpa) | 0,0495    | 0,0495  | 0,0495 |
| Deformación máxima (%)     | 0,0495    | 0,2752  | 0,1266 |
| Deformación rotura (%)     | 0,0495    | 0,8273  | 0,1266 |
| Fuerza Máxima (N)          | 0,0495    | 0,0495  | 0,0495 |

Se destaca que los materiales poliméricos de alto rendimiento se han utilizado en tratamientos de restauración dental de diseño asistido por ordenador/fresado asistido por ordenador (CAD/CAM) debido a su estética favorable, así como a sus propiedades mecánicas y biológicas. Las resinas biocompatibles de poliéter-éter-cetona (PEEK) y tecnopolímero compuesto reforzado con fibra de vidrio (FRC) poseen buenas propiedades de flexión y absorción de impactos (22). Estudios in vitro, como el presente, se han enfocado en demostrar evidencia sobre su resistencia.

Se ha señalado que la resistencia a la fuerza de compresión, flexión y tracción son importantes para soportar las fuerzas oclusales (23), por lo tanto, es válido evaluar dicha resistencia y sumar evidencia para promover su uso de acuerdo con las necesidades de tratamiento del paciente.

El objetivo del presente estudio fue cuantificar la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®). Se utilizaron dos grupos de muestras, una con 3 estructuras con voladizo de 10mm y otra con igual número con voladizo de 7mm. En todas las muestras se realizaron pruebas en tres áreas: lado derecho e izquierdo, y centro. Se destacó mayor resistencia en la zona centro con 394,5 MPa, en zona izquierda 193,5 MPa, y derecha de 163,9 Mpa. Para el grupo de 7mm, se presentó una situación similar, la zona centro presentó mayor resistencia 490 Mpa, izquierda 239,1

MPa, y derecha 214,2 Mpa. Esto permitió evidenciar que el grupo con voladizo de 7mm obtuvo una mayor resistencia.

En estudios se ha evaluado esta resistencia, como en la investigación de Yeslamm H. de 2023 (22), en la que se prepararon un total de 20 probetas de bar utilizando dos materiales CAD/CAM ( $n = 10$ ); PEEK(P) y Bioloren FRC(F). Adicionalmente, se evaluó el efecto del envejecimiento en la resistencia flexural, las muestras de cada grupo de materiales se dividieron aleatoriamente en dos subgrupos ( $n = 5$ ): antes del envejecimiento y después del envejecimiento, con 10.000 termociclos (5-55 °C). Todas las probetas se sometieron a una prueba de flexión de tres puntos en una máquina de ensayo universal. Se hizo un comparativo entre piezas envejecidas y no envejecidas, se encontró un resultado de resistencia a la flexión de 1014,01 Mpa, para cuerpos de muestra sin envejecer y de 949,25 Mpa para piezas con envejecimiento (22).

En el presente estudio, la resistencia flexural se alcanzó en la zona centro de las dos estructuras, en las de 10mm fue de 394,5 Mpa, y para la de 7mm 490 MPa, valores alejados del estudio de Yeslamm H. de 2023 (22).

Por su parte, en el estudio de Yilmaz, et al (24) la resistencia flexural para estructuras de Trilor (Bioloren Srl) fue de 264, MPa, por debajo de la que manifiesta el fabricante de 540 MPa. En el presente estudio la resistencia flexural para las estructuras con voladizo de 10mm en el lado izquierdo fue de 193,5, derecho de 163,5, centro de 394,5, para la estructura de 7mm en el lado izquierdo fue de 239,1, derecho 208,3 y centro 490. Estos valores demuestran estar más cercanos a los manifestados por el fabricante.

Los resultados de distintos estudios como el de Yeslamm H. de 2023 (22) y el de Yilmaz, et al (24), muestran datos de la evaluación de resistencia a la flexión, esto se puede explicar por diferentes matrices, tipos de relleno (21). También se deben considerar aspectos como el grosor de la misma estructura. Según Yeslamm H. (22) para materiales como el FRC (Bioloren FRC) se necesita una línea de acabado en chaflán (superficie o borde biselado o sesgado) de al menos 0,8 mm y un espesor axial de la subestructura de 0,5 mm (o 0,3 mm), en su estudio este tipo de estructuras demostró mayor resistencia a la flexión. Por lo tanto, es una variable para considerar (25).

Según la evidencia el Trilor FRC tiene un módulo elástico mucho más alto (según el fabricante; 26 GPa, esto sugiere que el material puede ser más adecuado para la restauración definitiva de dientes e implantes (22). Sin embargo, se deben evaluar otras variables que inciden con su uso, aspecto que se podrá desarrollar con futuras investigaciones.

El rendimiento clínico de este material del Trilor® es prometedor, sin embargo, se debe

considerar en futuras investigaciones la influencia de factores presentes en la cavidad bucal, como hábitos parafuncionales, carga oclusal dinámica, fuerzas neuromusculares, cepillado de dientes, cambios de temperatura y la naturaleza de los alimentos en términos de abrasividad y acidez. De acuerdo con la literatura revisada el uso y envejecimiento del material afecta su resistencia a la flexión (26, 27). Por lo tanto, se recomienda que estudios futuros examinen cómo estos factores interaccionan y afectan a los materiales, especialmente considerando distintos aspectos funcionales.

El polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®) representa un avance significativo en el campo de las prótesis dentales, ofreciendo una alternativa duradera y ligera a los materiales convencionales. Para la fabricación de una estructura de prótesis, demuestra ser una opción viable y resistente en el campo de la rehabilitación oral.

Dentro de las limitaciones del presente estudio in vitro, está el que no se consideraron otras variables o factores asociados al uso. Como fortaleza se destaca que la metodología planteada permitió la comparación objetiva y clara de los datos de resistencia entre los dos grupos de estructuras, lo que genera un referente para futuras investigaciones y aporta evidencia sobre un material como el Trilor®.

Como conclusiones del presente estudio, se debe destacar que la resistencia flexural de las estructuras en voladizos de diferentes longitudes (10 mm y 7 mm) y el centro de estas, se observó que la zona central mostró una mayor resistencia en comparación con los voladizos en los lados derecho e izquierdo. Al analizar la relación entre la longitud del voladizo y la resistencia flexural de las estructuras, se concluye que aquellas con un voladizo de 7 mm presentan una mayor resistencia, según los resultados de las pruebas.

En cuanto a la máxima fuerza de flexión soportada por el voladizo de las estructuras, se observó que la zona central mostró un mejor rendimiento. Además, los valores de fuerza máxima para los lados izquierdo y derecho indican que la estructura con un voladizo de 7 mm presentó una mayor resistencia en cuanto a fuerza máxima.

## Conflicto de interés

Los autores declaran que no tienen conflicto de interés

## Referencias bibliográficas

1. Duong HY, Rocuzzo A, Stähli A, Salvi GE, Lang NP, Sculean A. Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses. *Periodontol 2000*. 2022;88(1):201-237.
2. Ali Z, Baker SR, Shahrbaf S, Martin N, Vettore MV. Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):59-68.e3.
3. Felton DA. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. *J Prosthodont*. 2016;25(1):5-20.
4. Brenes C, Bencharit S, Fox T. Evaluation of Prosthetic Outcomes and Patient Satisfaction With 3D-Printed Implant-Supported Fixed Prosthesis. *Cureus*. 2023;15(7):e42537.

5. Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Brizuela-Velasco A, Alvarez-Riesgo JA, Llorente-Pendas S, Herrero-Clement M, Alvarez-Arenal A. Complications of Fixed Full-Arch Implant-Supported Metal-Ceramic Prostheses. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(12):4250.
6. Duong HY, Rocuzzo A, Stähli A, Salvi GE, Lang NP, Sculean A. Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses. *Periodontol 2000*. 2022;88(1):201-237.
7. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2017;26(2):156-163..
8. Farawati FA, Nakaparksin P. What is the Optimal Material for Implant Prosthesis? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):515-530.
9. Marcelo J, Gallet-Alfaro GM, Fernández-Jacinto LM, Hinostroza-Noreña D. Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética. *Rev Estomatol Herediana*. 2020;30(3): 224-236.
10. Seemann R, Wagner F, Marincola M, Ewers R. Fixed, Fiber-Reinforced Resin Bridges on 5.0-mm Implants in Severely Atrophic Mandibles: Up to 5 Years' Follow-Up of a Prospective Cohort Study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018;76(5):956-962.
11. Vahnström M, Johansson PH, Svanborg P, Stenport VF. Comparison of porcelain veneer fracture in implant-supported fixed full-arch prostheses with a framework of either titanium, cobalt-chromium, or zirconia: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res*. 2022;8(2):544-551.
12. Villefort RF, Diamantino PJS, Zeidler SLVV, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Saavedra GDFA, Tribst JPM. Mechanical Response of PEKK and PEEK As Frameworks for Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Eur J Dent*. 2022;16(1):115-121.
13. Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, Suci M, Vranceanu DM. Evaluation of the Behavior of Two CAD/CAM Fiber-Reinforced Composite Dental Materials by Immersion Tests. *Materials (Basel)*. 2021;14(23):7185.
14. Regalado-Berrú DA, Alvarado-Rosero KS. (2021). Estudo comparativo do módulo de elasticidade apresentado pela fibra de carbono em relação ao PEEK (polieteretercetona) como materiais para a fabricação de subestruturas implantossuportadas. *J Multidiscip Dent*. 2021;10(2), 41–7.
15. Cevik P, Schimmel M, Yilmaz B. New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *Biomed Res Int*. 2022;2022:3074182.
16. Askar OM, ELSyad MA. Fiber-Reinforced Hybrid Prosthesis Veneered With Composite Resin for 4 Implant-Supported Fixed Provisional and Definitive Restorations. *J Oral Implantol*. 2023;49(1):30-38.
17. Faggion CM Jr. Guidelines for reporting pre-clinical in vitro studies on dental materials. *J Evid Based Dent Pract*. 2012;12(4):182-9.
18. Haroyan-Darbinyan E, Romeo-Rubio M, Río-Highsmith JD, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. *J Dent*. 2022;116:103902.
19. Haroyan-Darbinyan E. Análisis in vitro de la fibra de carbono como mesoestructura de prótesis híbridas implantossuportadas. Madrid: Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis, 2021. Dissertation/Thesis
20. Miguel-Figuero, J de, Fernández-Jordán Celorio J. Modificación de la técnica all-on-4: prótesis inmediata implantossuportada sin la intervención del laboratorio de prótesis (caso clínico). *RCOE*. 2006;11(2):233-238.
21. Babaier RS, Haider J, Alshabib A, Silikas N, Watts DC. Mechanical behaviour of prosthodontic CAD/CAM polymer composites aged in three food-simulating liquids. *Dent Mater*. 2022;38(9):1492-1506.
22. Yeslam HE. Flexural Behavior of Biocompatible High-Performance Polymer Composites for CAD/CAM Dentistry. *J Compos Sci* 2023;7(7):270.
23. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*. 2008;22(1):84-9.
24. Yilmaz B, Batak B, Seghi RR. Failure analysis of high performance polymers and new generation cubic zirconia used for implant-supported fixed, cantilevered prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(6):1132-1139.
25. Bioloren. Trilor® Manual. La solución para una odontología sin metal. 2019.
26. Alghazzawi TF. Relation of Crown Failure Load to Flexural Strength for Three Contemporary Dental Polymers. *Polymers (Basel)*. 2023;15(21):4312.
27. Eid RY, Koken S, Baba NZ, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Effect of Fabrication Technique and Thermal Cycling on the Bond Strength of CAD/CAM Milled Custom Fit Anatomical Post and Cores: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2019;28(8):898-905.