

Caracterización mecánica del biomaterial PEEK con fibra de carbono para aplicación  
médica en el diseño de prótesis articular ATM

Yeison Stiven Macías Rincón

Universidad industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de ingeniería mecánica

Bucaramanga

2025

Caracterización mecánica del biomaterial PEEK con fibra de carbono para aplicación  
médica en el diseño de prótesis articular ATM

Yeison Stiven Macías Rincón

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Octavio Andrés González Estrada

PhD. Ingeniería Mecánica

Codirector

Manuel Alejandro Mejía Rodríguez

Msc. Ingeniería Mecánica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2025

### **Dedicatoria**

A mis padres, Yesid Macías y Diana Rincón, por sus enseñanzas, su esfuerzo inquebrantable, sus sacrificios, su apoyo en los momentos difíciles y su amor incondicional, que han sido los pilares que me sostienen en cada paso del camino. A ustedes que formaron valores en mí, me enseñaron la disciplina y convicción de ser honesto y perseverante. Este triunfo también es resultado de su entrega y excelencia como maestros de vida.

A mi hermano, Sergio Macías que en este camino ha sido ese motor silencioso que me impulsa y motiva a ser mejor cada día. Que este logro sea un ejemplo para él de que cada esfuerzo trae sus recompensas.

A mis primos, Cristian y Tatiana, con quienes más compartí esta etapa, acompañándonos en los momentos difíciles y en las alegrías.

A mi pareja, Paula, quien creyó en mí incluso cuando yo mismo tenía dudas, por impulsarme cuando me faltaban fuerzas y acompañarme en este proceso con su amor y ayuda constante. Ella, quien ha compartido conmigo este reto, las alegrías y avances, haciendo de este camino algo mucho más especial.

A todos ustedes les dedico este logro, porque cada uno ha dejado una huella importante en mi camino.

### **Agradecimientos**

A la UIS, específicamente a la escuela de ingeniería mecánica, que gracias a su excelente formación académica se hizo posible la realización de este proyecto.

A mi director de trabajo de grado, Octavio Andrés González Estrada y codirector, Manuel Alejandro Mejía Rodríguez, por sus aportes, orientación y apoyo en el desarrollo de este trabajo de investigación.

Al ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez, quien permitió el acceso a la máquina MTS del laboratorio de ensayos mecánicos, usada en la ejecución de las pruebas experimentales.

## Contenido

Introducción .....	12
1. Objetivos.....	14
1.1    Objetivo general.....	14
1.2    Objetivos específicos .....	14
2. Materiales y método.....	15
2.1    La articulación temporomandibular .....	16
2.1.1    Anatomía y función de la ATM.....	16
2.1.2    Patologías de la ATM y necesidad de prótesis articular.....	17
2.2    Materiales en prótesis de ATM .....	18
2.2.1    Evolución de los materiales en prótesis de ATM .....	19
2.2.2    Problemas asociados con los materiales tradicionales.....	20
2.3    CFR-PEEK como biomaterial para prótesis de ATM .....	20
2.4    Pruebas normalizadas bajo ASTM.....	22
2.4.1    Compresión.....	22
2.4.2    Flexión a tres puntos .....	23
3. Proceso metodológico.....	24
3.1    Prueba de flexión a tres puntos .....	26
3.2    Prueba de compresión.....	32
4. Resultados.....	35

Caracterización mecánica del CFR-PEEK	6
4.1 Ensayo de flexión.....	35
4.2 Ensayo de compresión .....	47
5. Conclusiones .....	59
6. Recomendaciones .....	61
Referencias bibliográficas.....	63

**Lista de figuras**

Figura 1. <i>Esquema marco teórico</i> .....	15
Figura 2. <i>Esquema prótesis de ATM</i> .....	19
Figura 3. <i>Probetas para ensayo de flexión a 3 puntos</i> .....	28
Figura 4. <i>Prensa hidráulica MTS Bionix</i> .....	29
Figura 5. <i>Almacenamiento probetas de flexión</i> .....	30
Figura 6. <i>Probetas para ensayo de compresión-resistencia</i> .....	32
Figura 7. <i>Probetas para ensayo de compresión-módulo de elasticidad</i> .....	32
Figura 8. <i>Concentricidad de la probeta con los platos de la prensa</i> .....	33
Figura 9. <i>Curvas fuerza-desplazamiento para ensayo de flexión</i> .....	36
Figura 10. <i>Probetas de flexión tras la fractura</i> .....	38
Figura 11. <i>Fallo en probeta 08 tras flexión</i> .....	38
Figura 12. <i>Carga máxima promedio y desviación estándar</i> .....	40
Figura 13. <i>curva esfuerzo-deformación para flexión</i> .....	42
Figura 14. <i>Datos de media y desviación estándar para esfuerzo máximo a flexión</i> .....	44
Figura 15. <i>Comportamiento lineal del CFR-PEEK bajo flexión</i> .....	45
Figura 16. <i>Datos de modulo en flexión</i> .....	45
Figura 17. <i>Datos de media y desviación estándar del módulo en flexión</i> .....	46
Figura 18. <i>Curva carga-desplazamiento para compresión-resistencia</i> .....	48
Figura 19. <i>Datos de media y desviación estándar para compresión-resistencia</i> .....	50
Figura 20. <i>Curva esfuerzo-deformación para compresión-resistencia</i> .....	51
Figura 21. <i>Fallo en probeta P3E2 por compresión-resistencia</i> .....	52
Figura 22. <i>esfuerzo promedio y desviación estándar bajo compresión</i> .....	53

Figura 23. <i>Curva esfuerzo-deformación corregida para módulo de elasticidad</i> .....	54
Figura 24. <i>Módulo de elasticidad promedio y desviación estándar</i> .....	56
Figura 25. <i>Propiedades Ti6Al4V - CFR PEEK en flexión</i> .....	58
Figura 26 <i>Propiedades Ti6Al4V - CFR PEEK en compresión.</i> .....	59

**Lista de tablas**

Tabla 1. <i>Datos de carga máxima y desplazamiento correspondiente para flexión</i> .....	39
Tabla 2. <i>Datos de <math>\sigma</math> max y deformación correspondiente para flexión</i> .....	43
Tabla 3. <i>Datos de carga máxima y desplazamiento para compresión-resistencia</i> .....	49
Tabla 4. <i>Datos de módulo de elasticidad</i> .....	55
Tabla 5. <i>Resumen de los resultados</i> .....	57

## Resumen

**Título:** Caracterización mecánica del biomaterial PEEK con fibra de carbono para aplicación médica en el diseño de prótesis articular ATM\*

**Autor:** Yeison Stiven Macías Rincón\*\*

**Palabras clave:** Articulación temporomandibular, polietereetercetona reforzado con fibra de carbono, compresión axial, flexión a tres puntos, ASTM D695, ASTM D790.

**Descripción:** Los materiales tradicionalmente usados en prótesis para la articulación temporomandibular (ATM), como el Ti-6Al-4V o cobalto-cromo tienen problemas como liberación de partículas, osteólisis y el blindaje óseo. En este contexto, el polietereetercetona reforzado con fibra de carbono (CFR-PEEK) es una alternativa prometedora como biomaterial en el diseño de este tipo de prótesis. Por tal razón el objetivo de esta investigación fue caracterizar este material mediante pruebas de compresión y flexión bajo normativas ASTM, para compararlo con la aleación de titanio y determinar qué tan viable es el CFR-PEEK en aplicaciones médicas.

El análisis de normas llevo a seleccionar la ASTM D790 (flexión en 3 puntos) y ASTM D695 (compresión) como las más adecuadas para caracterizar este material, se fabricaron probetas estandarizadas y se ensayaron en una prensa MTS, registrado curvas de carga-desplazamiento y esfuerzo-deformación. Identificando que para flexión el material presentó un comportamiento elástico lineal en la zona inicial, con una fractura progresiva con microgrietas, alcanzando cargas máximas de 468,7 N, esfuerzo de 527,8 Mpa y un módulo en flexión de 92,1 Gpa. En compresión se identificó la falla por presencia y propagación de grietas diagonales, obteniendo una resistencia máxima de 174 Mpa, módulo de elasticidad de 6,55 Gpa al someter las muestras a cargas máximas de 22 KN. Aunque las propiedades mecánicas del Ti-6Al-4V son superiores, se demostró que la rigidez y resistencia del CFR-PEEK son similares al hueso cortical, reduciendo el blindaje óseo y mejorando su compatibilidad. Respaldando la viabilidad de usarlo como material alternativo en prótesis de ATM, aportando una metodología estandarizada y datos experimentales relevantes para la comprensión de nuevos biomateriales.

---

\*Trabajo de Grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés González Estrada. PhD. Ingeniería Mecánica y de Materiales. Codirector: Manuel Alejandro Mejía Rodríguez. Msc. Ingeniería Mecánica.

### Abstract

**Title:** Mechanical characterization of carbon fiber-reinforced PEEK biomaterial for medical applications in the design of TMJ joint prostheses\*

**Author:** Yeison Stiven Macías Rincón\*\*

**Keywords:** Temporomandibular joint, carbon fiber-reinforced polyetheretherketone, axial compression, three-point bending, ASTM D695, ASTM D790.

**Description:** Materials traditionally used in temporomandibular joint (TMJ) prostheses, such as Ti-6Al-4V or cobalt-chromium, suffer from problems such as particle release, osteolysis, and bone sheathing. In this context, carbon fiber-reinforced polyetheretherketone (CFR-PEEK) is a promising alternative biomaterial for the design of this type of prosthesis. For this reason, the objective of this research was to characterize this material through compression and flexural testing under ASTM standards, to compare it with titanium alloy and determine the viability of CFR-PEEK in medical applications.

The analysis of standards led to the selection of ASTM D790 (3-point bending) and ASTM D695 (compression) as the most appropriate to characterize this material. Standardized specimens were manufactured and tested in an MTS press, recording load-displacement and stress-strain curves. The material exhibited linear elastic behavior in the initial flexural zone, with progressive fracture with microcracks, reaching maximum loads of 468.7 N, a stress of 527.8 MPa, and a flexural modulus of 92.1 Gpa. In compression, failure was identified by the presence and propagation of diagonal cracks, obtaining a maximum strength of 174 Mpa and an elastic modulus of 6.55 Gpa when the samples were subjected to maximum loads of 22 KN. Although the mechanical properties of Ti-6Al-4V are superior, the stiffness and strength of CFR-PEEK were shown to be similar to cortical bone, reducing bone shielding and improving its compatibility. This supports the feasibility of using it as an alternative material in TMJ prostheses, providing a standardized methodology and relevant experimental data for understanding new biomaterials.

---

\*Degree Work

\*\* Faculty of Physical and Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Octavio Andrés González Estrada. PhD in Mechanical and Materials Engineering. Co-director: Manuel Alejandro Mejía Rodríguez. Msc. Mechanical Engineering.

## Introducción

La articulación temporomandibular (ATM) permite funciones vitales como masticar, hablar y realizar diferentes movimientos mandibulares. Esto la hace una de las más complejas en el cuerpo humano, que al ser sometida a cargas elevadas y repetitivas genera que tenga una predisposición a sufrir patologías degenerativas, que en los casos más complejos requieren la sustitución mediante implante. Lo cual ha impulsado investigaciones de biomateriales para desarrollar una prótesis.

La elaboración de prótesis para esta articulación se ha basado en el uso de materiales como el titanio, aleaciones cobalto-cromo para el componente condilar y UHMWPE para el componente protésico de la fosa glenoidea. Los cuales se convirtieron en tradicionales para solucionar problemas en la ATM por su buena resistencia mecánica, biocompatibilidad, estabilidad térmica y química, coeficientes de fricción bajos por la combinación metal-UHMWPE que da lugar a un movimiento articular suave y con menor desgaste. Sin embargo, estudios como el de Sagomonyants et al. (2008) han mostrado que los inconvenientes por el uso de estos materiales inician con el desgaste, tras el cual llega la liberación de partículas, generando complicaciones como osteólisis y aflojamiento mecánico el implante. Además, estas prótesis en Colombia son consideradas de alto costo y en muchas ocasiones su autorización se realiza bajo tutela. Por tal razón es necesario buscar como alternativa un material biocompatible, estable y con un costo que beneficie al sistema de salud colombiano.

Esta búsqueda de materiales sugiere que el uso de CFR-PEEK ofrece una alternativa biocompatible en implantes traumatológicos y ortopédicos, brindando ventajas como lo son la estabilidad térmica, resistencia mecánica y al tener un módulo de elasticidad similar al de los huesos hace que disminuya el fenómeno conocido como “blindaje de esfuerzos” que se da en este tipo de implantes. (Kurtz & Devine, 2007)

Estudios previos muestran que el CFR-PEEK en implantes de rodilla y cadera se han usado con éxito, debido al bajo índice de producción de partículas de desgaste. Sin embargo, este biomaterial es comercializado en forma de polvo o pellets que, aunque tienen propiedades previamente definidas por su fabricante, para obtener las probetas se usan procesos de inyección que pueden generar variaciones en sus características mecánicas. Es por tal razón la relevancia de realizar la caracterización del material antes de su aplicación en la prótesis ATM.

Para garantizar el desempeño estructural y la durabilidad de una prótesis de la ATM se debe realizar una caracterización mecánica rigurosa del material bajo normativa. Por tal razón, aunque el CFR-PEEK ha demostrado excelentes propiedades mecánicas, su desempeño en este implante mandibular no se ha caracterizado a profundidad. Generando que la necesidad de realizar este estudio radique en la obtención de datos experimentales sobre su resistencia a flexión, compresión y propiedades frente a estos esfuerzos. Siguiendo parámetros normativos de la ASTM, para así plantear criterios objetivos que permitan evaluar la viabilidad del uso de este material en la prótesis de ATM.

Estos resultados aportaran al desarrollo de procesos en biomecánica aplicada, eliminando la dependencia de elementos tradicionales como el titanio y facilitando el diseño de prótesis más eficientes, económicas y biocompatibles, aportando a la ingeniería mecánica una metodología para la selección y evaluación de materiales en aplicaciones médicas.

## **1. Objetivos**

### **1.1 Objetivo general**

Caracterizar mecánicamente el biomaterial PEEK reforzado con fibra de carbono para su aplicación en el diseño de prótesis temporomandibular (ATM), mediante pruebas normalizadas de compresión y flexión.

### **1.2 Objetivos específicos**

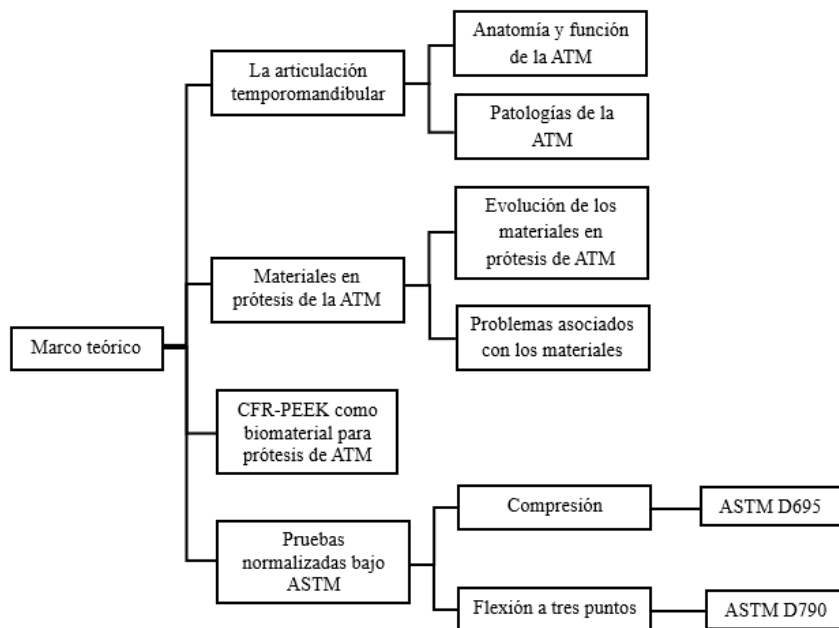
- Identificar y analizar las normativas internacionales ISO y ASTM aplicables para la caracterización mecánica del CFR-PEEK, enfocado como biomaterial utilizado en prótesis de la ATM.
- Determinar la resistencia que debe tener el CFR-PEEK en prótesis de ATM, considerando esfuerzos mecánicos típicos de la articulación (generados por los músculos oclusores con y sin mordida activa) como las fuerzas para masticar y los movimientos repetitivos.
- Realizar los ensayos normalizados de compresión y flexión en probetas de CFR-PEEK para evaluar su comportamiento mecánico bajo condiciones representativas de la articulación temporomandibular.
- Comparar las propiedades mecánicas del CFR-PEEK con las de biomateriales convencionales como el titanio, determinando su idoneidad para uso en prótesis de ATM.
- Evaluar la viabilidad del CFR-PEEK como alternativa para prótesis de ATM, con base en los datos experimentales.

## 2. Materiales y método

En la figura 1 se presenta el hilo conductor usado para formar la estructura del marco conceptual en este proyecto, como se puede observar en el marco teórico se abordarán cuatro componentes claves en las investigaciones. El primero de ellos busca estudiar la articulación temporomandibular, abordando temas como su anatomía, su función y patologías comunes. Luego se indaga acerca de los biomateriales que se emplean en la elaboración de prótesis articulares, iniciando por la evolución de los materiales usados más comúnmente en la ATM, para continuar con las consecuencias que vienen asociadas a los materiales tradicionales usados en la prótesis. Se procede con el estudio de la biocompatibilidad y las propiedades mecánicas del PEEK reforzado, mediante una caracterización del material bajo normativas ASTM. Finalmente se exponen los métodos de ensayo y la norma pertinente.

**Figura 1.**

*Esquema marco teórico*



## **2.1 La articulación temporomandibular**

A los costados del cráneo se encuentra una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano, la articulación temporomandibular (ATM). Que es la encargada de cumplir con la unión del hueso temporal con la mandíbula y es indispensable debido a que permite movimientos como apertura, cierre y desplazamientos laterales de la mandíbula. Patrones de movimiento vitales para cumplir con funciones como masticar, hablar y realizar expresiones faciales. Su frecuencia de uso hace que esté sometida a cargas mecánicas continuas y elevadas, llegando a desgastarla.

### **2.1.1 Anatomía y función de la ATM**

Esta se compone del cóndilo mandibular, la fosa glenoidea y el disco articular. Este último es el encargado de distribuir las cargas e impedir el contacto directo entre la fosa glenoidea y el cóndilo mandibular (Van Loon et al., 1999). Su composición de fibrocartílago le brinda la habilidad de amortiguación y adaptabilidad a las cargas, además de evitar el desgaste acelerado de la superficie ósea (Detamore & Athanasiou, 2003).

Los diferentes movimientos generados en la ATM incluyen la protrusión que hace referencia a los desplazamientos de la mandíbula hacia delante, la retrusión que es el movimiento hacia atrás, depresión mandibular que es la apertura bucal, la elevación y finalmente los movimientos laterales tanto a izquierda como a derecha. La variedad de funciones, utilidad y complejidad de esta articulación radica en la capacidad de realizar estos desplazamientos de forma simultánea para cumplir con un propósito como triturar alimentos o hablar.

Estas funciones hacen que en el diseño de las prótesis para ATM se consideren todas las fuerzas que actúan sobre la articulación, los esfuerzos y la mejor geometría para asegurar un buen funcionamiento. Según Genovesi et al. (2022), las fuerzas más relevantes son generadas por los

músculos masticatorios que transmiten estas cargas a la articulación, provocando esfuerzos de contacto, torsión, flexión y compresión axial.

En el estudio hecho por Genovesi et al. (2022), se estudiaron prótesis de ATM que fueron usadas en los años 2000 y 2020, encontrando que las fuerzas para masticar tuvieron una magnitud máxima de 190 N, las cuales generaban tensiones elevadas en la zona de contacto cóndilo-fosa, dando origen a la compresión axial que es el esfuerzo principal y con picos del orden de 8 a 10 Mpa. Tales fuerzas eran transmitidas por músculos como el Masetero, temporal, pterigoideo medial y lateral. Que contribuyen a los movimientos laterales, de apertura y cierre de la mandíbula, pero también a los esfuerzos de flexión y torsión que suelen afectar la base de la prótesis y los tornillos de fijación.

### **2.1.2 Patologías de la ATM y necesidad de prótesis articular**

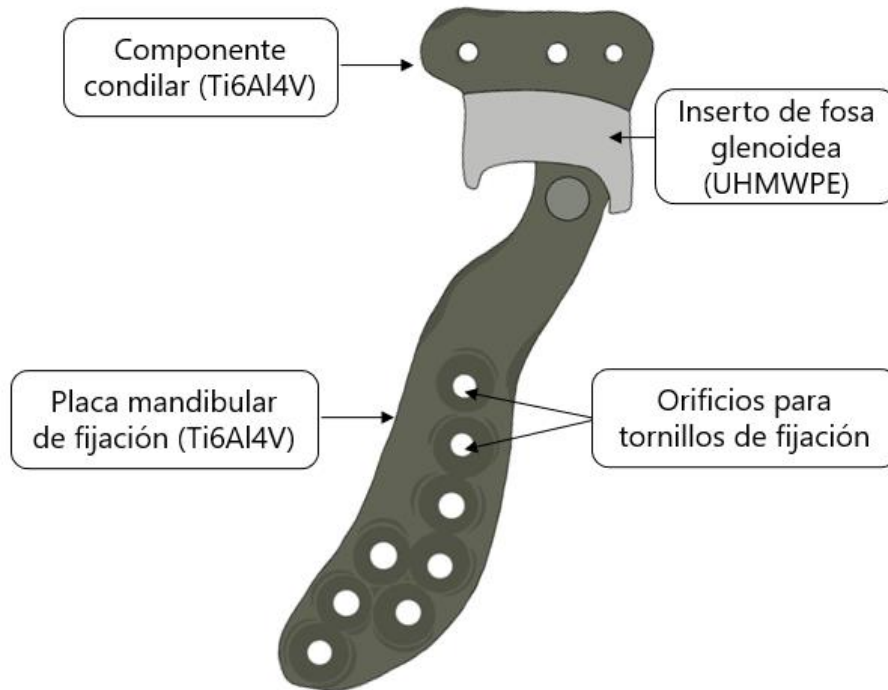
Al ser una articulación en constante sometimiento a cargas se tiende a experimentar diferentes patologías. Entre las que se encuentran la anquilosis, que corresponde a la unión atípica entre la fosa glenoidea y el cóndilo mandibular, generando una función ósea anormal que limita los movimientos mandibulares; la luxación condilar donde el cóndilo se mueve de su cavidad, impidiendo cerrar la boca; las alteraciones del menisco articular que generan chasquidos y problemas en la apertura bucal; fracturas del cóndilo por golpes fuertes que lesionan la articulación; tumores en la ATM, que son crecimientos anormales de tejido que altera la forma de la articulación; finalmente está la osteoartritis que son problemas de desgaste del cartílago articular. De estos trastornos temporomandibulares el dolor orofacial afecta al 12% de la población, pero sus signos clínicos se evidencian en el 60 % de estas personas. Este tipo de problemas en la ATM se presentan con una mayor incidencia entre los 20 y 40 años, evidenciando que las mujeres suelen verse más afectadas que los hombres, (Guarda Nardini et al., 2008). Cuando

estos problemas no se pueden tratar mediante tratamientos no invasivos (aproximadamente el 5 % de los pacientes) es un indicativo de un caso severo en el cual el uso de prótesis se vuelve una alternativa bastante viable, que mejora el proceso de masticación y la calidad de vida de los pacientes (Van Loon et al., 1999).

## 2.2 Materiales en prótesis de ATM

Los materiales para las prótesis de ATM han avanzado con el objetivo de mejorar su durabilidad y biocompatibilidad. Al principio se usaban materiales metálicos como acero inoxidable y aleaciones de cobalto-cromo, las cuales empezaron a presentar problemas de desgaste, osteólisis y liberación de partículas. Por ende, se empezó a trabajar con las combinaciones de metales con polímeros, la más usada fue el titanio Ti6Al4V con polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) la cual redujo el coeficiente de fricción y mejoró la estabilidad en la estructura del implante. Pero en comparación con la aleación CoCrMo el Ti6Al4V muestra una tendencia hacia un comportamiento de corrosión superior, con una densidad de corriente de corrosión, reportada como  $\text{corrosión rate} = 2 \times 10^{-9} \text{ A/cm}^2$  (Neto et al., 2022).

A partir de estas observaciones se optimizó la distribución de estos materiales en la prótesis, hasta llegar a lo que se conoce como el gold estandar: el cobalto-cromo o titanio para la parte condilar y el UHMWPE para la fosa glenoidea (Figura 2) por la buena resistencia al desgaste. Además, estos biomateriales han recibido modificaciones para lograr mejorar su desempeño, como es el caso del UHMWPE que se estabiliza con radicales libres mejorados y vitamina E, reduciendo así su oxidación para evitar la disminución de sus propiedades mecánicas (Lerf et al., 2010)

**Figura 2.***Esquema prótesis de ATM*

Nota. Adaptado de KLS Martin (2024) IPS Implants® TMJ Prosthesis [Video], <https://youtu.be/jvvqCtMEg98>

### 2.2.1 Evolución de los materiales en prótesis de ATM

Según Driemel et al. (2009) los materiales usados en este tipo de prótesis han tenido una evolución constante, ha sido un proceso en busca de mejoras a las limitaciones anteriores. Durante los años 60 y 70 se incorporó teflón y silicona para reemplazos de la ATM porque son materiales que se pueden moldear de forma sencilla y aparentaban tener una adecuada biocompatibilidad. Pero presentó problemas como desgaste, generación de partículas, inflamaciones en los pacientes y fallas mecánicas. Llevando a dejar de lado el uso de estos materiales, para optar por alternativas más funcionales.

Al necesitar mayor resistencia en los implantes, en la década de los 80 se empezó a implementar metales como la aleación cobalto-cromo-molibdeno, titanio y acero inoxidable, pero tuvieron inconvenientes como corrosión y problemas de desgaste, que los llevó a incorporar el UHMWPE para reducir fricciones y aumentar la durabilidad de las prótesis (Driemel et al., 2009).

Finalmente, tras años de estudio se inició con la implementación de biomateriales de alto rendimiento como polímeros reforzados con fibra de carbono, los cuales generaban un aumento en el tiempo de vida útil de la prótesis. Dando mayor funcionalidad, mejor desempeño y menor cantidad de dificultades en los pacientes.

### **2.2.2 Problemas asociados con los materiales tradicionales**

Para los metales como la aleación Co-Cr-Mo, titanio y acero inoxidable los problemas radican en que los módulos de elasticidad de estos materiales son mucho más grandes que el del hueso cortical, esto hace que la prótesis tenga mayor rigidez y soporte la mayoría de la carga, provocando que el hueso se debilite por falta de estímulo y se dé el desajuste de la prótesis.

El estudio de Lee et al. (2021) identificó como complicaciones comunes en prótesis de ATM las infecciones periprotésicas con un 26,3% de los casos, la formación de hueso heterotópico con alrededor del 20,9% y un ajuste inadecuado del implante tiene una participación del 14% de los pacientes con complicaciones tras el reemplazo de ATM. Finalmente, las complicaciones post operatorio registradas llevan a una tasa de fracaso del 4,5% en prótesis de titanio por infecciones secundarias (Amarista et al., 2020)

### **2.3 CFR-PEEK como biomaterial para prótesis de ATM**

El CFR-PEEK es un polímero de alto rendimiento, la base es el PEEK el cual tiene usos en el ámbito biomédico, es un material semicristalino que entre sus propiedades se encuentra una

elevada resistencia química y térmica. Al realizar un refuerzo con fibras de carbono al componente base se consigue una mayor rigidez, mejora la resistencia a la fatiga y se logra un módulo de elasticidad más cercano al hueso cortical. Este polímero se ha convertido en un material innovador en el desarrollo de prótesis articulares por sus excelentes propiedades mecánicas y biocompatibilidad. En particular se ha usado para reemplazar componentes como el cóndilo mandibular y la fosa glenoidea, buscando aumentar la durabilidad del implante y reducir su desgaste mediante la incorporación del UHMWPE en su interfaz (Mehrotra et al., 2021).

La combinación de este termoplástico PEEK como matriz y las fibras de carbono como refuerzo han demostrado una excelente compatibilidad y rendimiento tribológico, constituyendo una alternativa a los problemas que presentan las combinaciones de metal-metal o cerámica-cerámica que se han presentado en la búsqueda de pares de materiales para disminuir el desgaste, que constituye un problema que a largo plazo se vuelve una limitante en el éxito de este tipo de prótesis (Wang et al., 1999).

Con el paso del tiempo y el crecimiento de las aplicaciones del CFR-PEEK, se han realizado estudios que reportan un menor índice de desgaste en este material junto con el UHMWPE, lo cual es un indicativo de una disminución en la liberación de partículas y en la probabilidad de que se genere una osteólisis. Para evaluar estas propiedades se suelen realizar ensayos de flexión, desgaste y compresión que cumplen con las normativas ISO y ASTM. Estos ensayos permiten evaluar la durabilidad que tendrá este polímero en diferentes aplicaciones, pero especialmente en las que será sometido a cargas dinámicas, como ocurre con la ATM (Kurtz & Devine, 2007).

Al analizar el CFR-PEEK desde el punto de vista de la biocompatibilidad, este material es una alternativa para reemplazar las prótesis metálicas, debido a su menor densidad y la afinidad

biomecánica que tiene con las estructuras óseas. En estudios previos como el de (Scholes & Unsworth, 2009). Se ha podido ver un valor de resistencia a la compresión de 118 MPA.

## **2.4 Pruebas normalizadas bajo ASTM**

Cuando se quiere analizar un biomaterial para una aplicación médica como en el caso de la prótesis de ATM, se busca realizar prácticas estandarizadas para poder evaluar sus propiedades mecánicas con resultados confiables. Esto es posible mediante normas ASTM (American Society for Testing and Materials) las cuales describen procedimientos internacionales para poder hacer un análisis mecánico del material. El uso de esta normativa para los ensayos de compresión, flexión y desgaste permite asegurar condiciones controladas significativas para cada una de las pruebas. De esta forma se garantiza validez en los resultados de rigidez, desgaste y resistencia.

### **2.4.1 Compresión**

Es un ensayo realizado en probetas estandarizadas, las cuales se someten a una carga axial, controlada y creciente. Buscando llevarla hasta el punto de rotura o de deformación máxima del material. Con este procedimiento se busca observar cómo responden las probetas a estos esfuerzos de compresión, para así determinar propiedades como módulo de elasticidad, esfuerzo de fluencia, resistencia última y el modo de fallo.

En este tipo de ensayos lo primero es preparar las probetas que por lo general son de forma cilíndrica o prismática, las cuales cuentan con una sección transversal constante. Estas se ubican entre las mordazas que tiene la máquina, para iniciar con la aplicación de las cargas crecientes, estas se deben ubicar de tal forma que sea una carga céntrica, es decir que su línea de acción pase a través del centroide de la sección en consideración. Luego se registran los valores de esfuerzo y deformación para construir la gráfica que las relaciona.

Para estandarizar este ensayo, la norma ASTM D695 establece la metodología para determinar las propiedades mecánicas de materiales como plásticos rígidos no reforzados y reforzados a una prueba de compresión. Este ensayo es bajo cargas relativamente bajas y uniformes, empleando probetas cilíndricas para así obtener valores representativos como su módulo de elasticidad, punto de fluencia, resistencia a la compresión y diagrama de esfuerzo-deformación.

Para este procedimiento la norma plantea que la máquina de ensayo debe tener la capacidad de tener control sobre el movimiento de la cruceta a una velocidad constante, además debe poseer un indicador de carga y una aplicación de esta en dirección axial al eje longitudinal de la probeta. Los ensayos se deben realizar bajo las mismas condiciones de temperatura y humedad a las que se acondicionaron inicialmente las probetas (ASTM International, 2023a).

#### **2.4.2 Flexión a tres puntos**

El ensayo de flexión a 3 puntos consiste básicamente en usar una probeta prismática de geometría estandarizada mediante norma, esta se apoya en sus dos extremos y se aplica una carga puntual en su centro. La magnitud de dicha carga va aumentando de forma gradual hasta que llega a una deformación significativa o a la falla. Los principales datos por registrar son la carga y la deflexión progresiva del material en su centro, para así construir su curva característica de esfuerzo-deformación y su resistencia máxima a la flexión.

Este ensayo se usa con frecuencia para caracterizar materiales poliméricos y compuestos, debido a que permite determinar la resistencia máxima y el módulo bajo flexión. Durante esta prueba las muestras son sometidas de manera simultánea a esfuerzos de tensión y compresión, lo que lo convierte en una técnica significativa para representar condiciones realistas de carga.

En este contexto, la norma ASTM D790 establece la metodología para realizar el ensayo de flexión a 3 puntos en probetas de plástico reforzado y no reforzado, pero con la restricción de que solo se permite una deformación máxima de la fibra externa por flexión, del 5%. Mediante este procedimiento las magnitudes típicas por hallar son el módulo de flexión, las tensiones y deformaciones correspondientes al punto de fluencia y la resistencia que tiene el material a la flexión (ASTM International, 2023b).

Para determinar el módulo de flexión esta norma plantea tres métodos de cálculo, que con cada uno se determinan las siguientes magnitudes:

Módulo tangente: corresponde a la tangente en el punto de pendiente máxima en la curva esfuerzo-deformación.

Módulo secante: es la pendiente de la unión de un punto cualquiera en la curva esfuerzo-deformación con el origen de coordenadas.

Módulo cuerda (chord modulus): es la pendiente de la unión de dos puntos determinados en la curva esfuerzo-deformación.

A medida que se va realizando el ensayo, los parámetros principales a medir son la fuerza que es ejercida por el punzón de flexión y la desviación que tiene la probeta.

### **3. Proceso metodológico**

En el análisis anterior se logró identificar que es necesario evaluar el comportamiento mecánico del CFR-PEEK como biomaterial en prótesis para articulación temporomandibular. Normalmente los materiales más usados como el titanio y aleaciones como cobalto-cromo

muestran problemas como liberación de partículas, osteólisis y costos elevados, lo cual provocó la búsqueda de materiales con una mayor biocompatibilidad y más accesibles.

En esta fase de la investigación experimental se buscaba caracterizar el material por medio de ensayos de compresión y flexión, tras el análisis de las condiciones de carga a las cuales está sometida la prótesis temporomandibular., analizando la estabilidad estructural y la resistencia mecánica que tendrá en la implementación en prótesis de la ATM.

### **identificación y análisis de las normativas**

Esta fase estuvo enfocada en realizar un análisis detallado de las normativas internacionales ASTM, las cuales se deben seguir para realizar de forma estandarizada las pruebas de caracterización. Para recopilar las normas los primeros filtros establecidos fueron que estas se encontraran relacionadas con cada uno de los ensayos mecánicos seleccionados (compresión y flexión a 3 puntos en prensa hidráulica) además debían ser aplicables para polímeros reforzados con fibra de carbono en aplicaciones biomédicas. Con esta búsqueda se decidió implementar las siguientes normas:

ASTM D695 para compresión

ASTM D790 para flexión

Tras la recopilación de las normas adecuadas para llevar a cabo los ensayos, se analizó a detalle cada uno de los requerimientos técnicos, como los pasos para preparación de probetas, condiciones como velocidad de carga, formas de medición de deflexión en probetas, condiciones ambientales. Las cuales varían dependiendo del ensayo.

### 3.1 Prueba de flexión a tres puntos

#### Preparación de muestras y condiciones de ensayo

Esta norma definía que la probeta debía tener una forma rectangular, seleccionando probetas con 3.2 mm de espesor que es la dimensión estándar recomendada, con un ancho de 12.7 mm, según dimensiones sugeridas para materiales plásticos reforzados, la norma exige 5 probetas para mejorar la confiabilidad estadística del ensayo. Las caras no fueron mecanizadas, debido a que se especifica que al hacerlo pueden variar los resultados.

Para la luz de soporte se decidió seleccionar la relación 32:1, que es la sugerida para compuestos laminados, la cual permitió encontrar la distancia que debe existir entre los dos apoyos para el ensayo ( $L=102,4$  mm) mediante la ecuación 1.

$$\frac{\text{Luz de soporte } (L)}{\text{Profundidad } (d)} = 32 \quad (1)$$

Para la configuración del ensayo se debía garantizar un voladizo mínimo en cada extremo de al menos el 10% de la luz de soporte, lo cual equivale a 10,24 mm, así que la longitud mínima de la probeta es de 122,8. Seleccionando una longitud de 127 mm que la sugiere la norma y cumple con este criterio.

#### Velocidad de cruceta y deformación máxima:

La velocidad de la cruceta se hallaba con la ecuación (2)

$$R = \frac{ZL^2}{6d} \quad (2)$$

Donde R es la velocidad de la cruceta [mm/min], L la luz de soporte [mm], d es el espesor de la probeta [mm] y Z es la velocidad de deformación [mm/mm/min]. Para esta última se definían

dos procedimientos A y B, para A se usa una velocidad de deformación de 0,01 mm/mm/min como en la ecuación 3.

$$R = \frac{0,01 * 102,4^2}{6 * 3,2} = 5,46 \frac{mm}{min} \quad (3)$$

Si se usaba el procedimiento A y la probeta no se deformaba ni fractura antes del 5% de deformación se procedía a usar el proceso B que toma una velocidad de deformación de 0,10 mm/mm/min.

El ensayo estableció un límite, indicando que se llevaba a cabo hasta que se llegara a la deformación máxima en la superficie exterior de la probeta del 5%, correspondiente a 0,05 mm/mm o en la rotura. La deflexión a la que se da esta deformación se encuentra con la ecuación 4.

$$D = \frac{r * L^2}{6 * d} \quad (4)$$

Donde D es la deflexión en el centro de la probeta [mm] y r es la deformación [mm/min], obteniendo el valor como se ve en la ecuación 5.

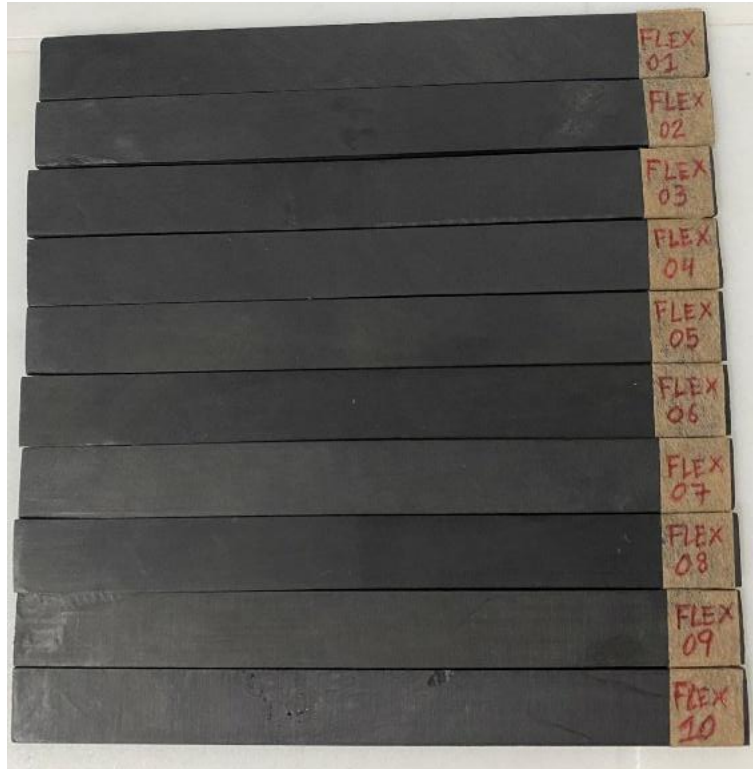
$$D = \frac{0,05 * 102,4^2}{6 * 3,2} = 27,3 \text{ mm} \quad (5)$$

### **Procedimiento experimental**

Tras el análisis de los parámetros para llevar a cabo el ensayo bajo la norma ASTM D790, con la geometría de la probeta seleccionada como se ve en la figura 3 se procedió a verificar sus mediciones mediante un calibrador.

**Figura 3.**

*Probetas para ensayo de flexión a 3 puntos*



Para la ejecución del ensayo se hizo uso de la prensa hidráulica MTS Bionix, el montaje consistió en 2 apoyos con forma cilíndrica y distancia entre ellos ya calculada de 102.4 mm, cada vez que se hacía el montaje de las probetas se buscaba centrarlas con la mayor precisión posible sobre los apoyos y alineada con la nariz de carga central. Luego se hizo descender la cruceta hasta el punto de contacto para iniciar la aplicación de carga (este punto se tomó como el cero), como se ve en la figura 4. Con ayuda del software se programó la velocidad de la cruceta que se calculó de 5,46 mm/min y se fijó la condición para detener la máquina, que correspondía a la deflexión máxima de 27,3 mm que es el 5% de la deflexión máxima o la rotura.

**Figura 4.***Prensa hidráulica MTS Bionix*

Tras esta configuración el sistema iniciaba a realizar el registro de 3 factores principales como el tiempo transcurrido, el desplazamiento y carga axial. En el ensayo se tomaron las primeras 2 probetas para prueba de montaje y condiciones, en las 2 se finalizó porque llegó la fractura antes de la deformación del 5%, por lo que fue innecesario usar la velocidad cruceta del procedimiento B, así que las siguientes 8 probetas se usaron bajo estas condiciones. Además, el registro de la deflexión se hizo mediante un ensayo de tipo I, que hace referencia a que este valor se medía con el desplazamiento de la cruceta.

Finalmente, todas las probetas se fracturaron dentro del rango adecuado, antes de llegar a la deformación del 5%. Cada muestra fue marcada usando la notación de FLEX #, indicando que

número de ensayo era. Luego se almacenaron en bolsas separadas, eliminando la mayor parte del aire interno como se ve en la figura 5.

**Figura 5.**

*Almacenamiento probetas de flexión*



### **Cálculos de propiedades mecánicas**

Con los datos obtenidos de carga y desplazamiento axial se permitieron calcular las diferentes propiedades en flexión del CFR-PEEK como las curvas de esfuerzo-deformación, carga-desplazamiento y propiedades como módulo tangente y resistencia última a la flexión.

Para encontrar la curva de esfuerzo-deformación se usaron las siguientes ecuaciones que las da la norma ASTM D790:

$$\sigma_f = \frac{3 * P * L}{2 * b * d^2} \quad (6)$$

$$\epsilon_f = \frac{6 * D * d}{L^2} \quad (7)$$

Donde P corresponde a la carga en un punto de la curva esfuerzo-deformación [N], b es el ancho de la viga probada [mm],  $\sigma_f$  es el esfuerzo a flexión [Mpa] y  $\epsilon_f$  la deformación correspondiente.

Para el módulo de flexión se emplea la ecuación 8.

$$Eb = \frac{L^3 * m}{4 * b * d^3} \quad (8)$$

Donde m es la pendiente de la curva fuerza-desplazamiento en la región elástica del material.

En resumen, este ensayo de flexión fue realizado con el objetivo de hallar el esfuerzo máximo ( $\sigma_f$ ), deformación ( $\epsilon_f$ ), módulo en flexión (Eb), carga máxima (Pmax) y desplazamientos del CFR-PEEK. Las variables dependientes en este diseño experimental fueron  $\sigma_f$ ,  $\epsilon_f$  y Eb. Las variables independientes correspondían a la geometría de probetas (12,7 x 3,2 x 127 mm), relación L/d=32 y velocidad de cruceta según procedimiento A (5,46 mm/min).

Las variables de control fueron la máquina de ensayos (prensa hidráulica MTS Bionix), la medición de deflexión mediante el método descrito como tipo I, a la geometría de apoyos cilíndricos y las condiciones ambientales tanto en la preparación de muestras como durante el ensayo.

El grupo muestral constó de 10 probetas, 8 con validez en los resultados y 2 de prueba para verificar condiciones de montaje, los ensayos fueron realizados de forma aleatoria y los datos se procesaron para obtener las curvas de esfuerzo deformación y cálculo de variables dependientes mediante fórmulas ASTM. La presentación de estos resultados finales viene acompañada del cálculo de promedio y desviación estándar.

### 3.2 Prueba de compresión

Este ensayo se llevó a cabo bajo la normativa ASTM D695 la cual plantea el uso de mínimo 5 probetas cilíndricas con un diámetro de 12,7 mm y una altura de 25,4 mm como se ve en la figura 6. Utilizadas para determinar la resistencia del material.

**Figura 6.**

*Probetas para ensayo de compresión-resistencia*



Con el objetivo de determinar el módulo de elasticidad se ensayaron 10 probetas con medidas de 12,7 mm de diámetro y 50,8 mm de altura (figura 7).

**Figura 7.**

*Probetas para ensayo de compresión-módulo de elasticidad*



La velocidad de carga que establece la norma para realizar los ensayos tanto para resistencia como para módulo de elasticidad es de 1,3 mm/min con una tolerancia de  $\pm 0,3$  mm/min y para medir el desplazamiento a esa velocidad también se usó el movimiento de la cruceta.

El criterio de finalización del ensayo de resistencia fue la fractura de las probetas y para el módulo de elasticidad la identificación de la parte lineal inicial de la curva.

Se realizó acondicionamiento y ensayo de las probetas bajo condiciones ambientales de temperatura 27°C y humedad de 78%, se tomaron medidas de las dimensiones de cada muestra mediante un calibrador, para cálculo de resistencia y de módulo de elasticidad. Además, se hizo inspección visual para verificar si los extremos de las muestras eran paralelos y planos, las probetas se posicionaban de forma alineada y concéntrica con los platos de compresión de la prensa como en la figura 8.

### **Figura 8.**

*Concentricidad de la probeta con los platos de la prensa*



En el software se incluyó la velocidad que debía tener la maquina y no se puso límite para la carga o desplazamiento del cabezal, deteniéndolo de forma manual, dependiendo de si se buscaba la rotura o solo la zona lineal inicial de la curva carga y desplazamiento, este también registraba los valores de carga, tiempo y movimiento axial.

Finalmente, al terminar un ensayo se retiraban los residuos de las muestras en el caso que se presentaba la fractura, debido a que gran parte de la probeta presentaba grietas y desprendimiento de material, se realizaba limpieza de la zona de trabajo de la prensa hidráulica y se montaba la siguiente muestra para repetir el procedimiento.

En la parte de resultados se encuentran las curvas de desplazamiento-carga axial, esfuerzo-deformación, resistencia última a la compresión, módulo de elasticidad en compresión, análisis del tipo de falla y parámetros estadísticos.

### **Cálculo de propiedades mecánicas**

Los resultados registrados permitieron la construcción de las curvas de carga desplazamiento y esfuerzo deformación, el cálculo de la resistencia máxima a compresión, el módulo de elasticidad y el análisis del modo de falla.

El objetivo de este diseño experimental fue encontrar la resistencia máxima del CFR-PEEK bajo compresión, su deformación unitaria, carga máxima soportada y su módulo de elasticidad que fueron las variables dependientes. Parámetros como la geometría de las probetas (12,7 x 25,4 mm para resistencia y 12,7 x 50,8 mm para el módulo) la velocidad de la cruceta que fue de 1,3 mm/min y el criterio de finalización (fractura para resistencia y fin de la zona elástica para el módulo) fueron las variables independientes.

Las variables de control en este proceso fueron la prensa hidráulica MTS Bionix, la alineación de las probetas de forma colineal con la carga axial, las condiciones ambientales y la toma de medidas del desplazamiento con la cruceta.

Para realizar el ensayo se usó un total de 20 muestras dividido en dos grupos, 10 para compresión y 10 para el módulo de elasticidad. Obteniendo sus resultados a base de los datos registrados por el equipo, que fueron carga-desplazamiento.

## **4. Resultados**

### **4.1 Ensayo de flexión**

Siguiendo el procedimiento descrito en la norma ASTM D790 se logró caracterizar el material CFR-PEEK bajo flexión a 3 puntos, tras registrar los diferentes valores de carga aplicada y el desplazamiento en el centro de la probeta se procedió a la construcción de las gráficas representativas, obteniendo puntos característicos como desplazamiento, deformación y carga máxima. Basándose en estos datos se hallaron los valores de las propiedades de módulo en flexión, esfuerzo máximo, deformación y carga máxima en cada probeta. Cada uno de estos resultados se presentarán en diagramas de barras del conjunto muestral, incluyendo el promedio y la desviación estándar de cada propiedad, de la forma en que lo pide la norma.

#### **Fuerza-desplazamiento:**

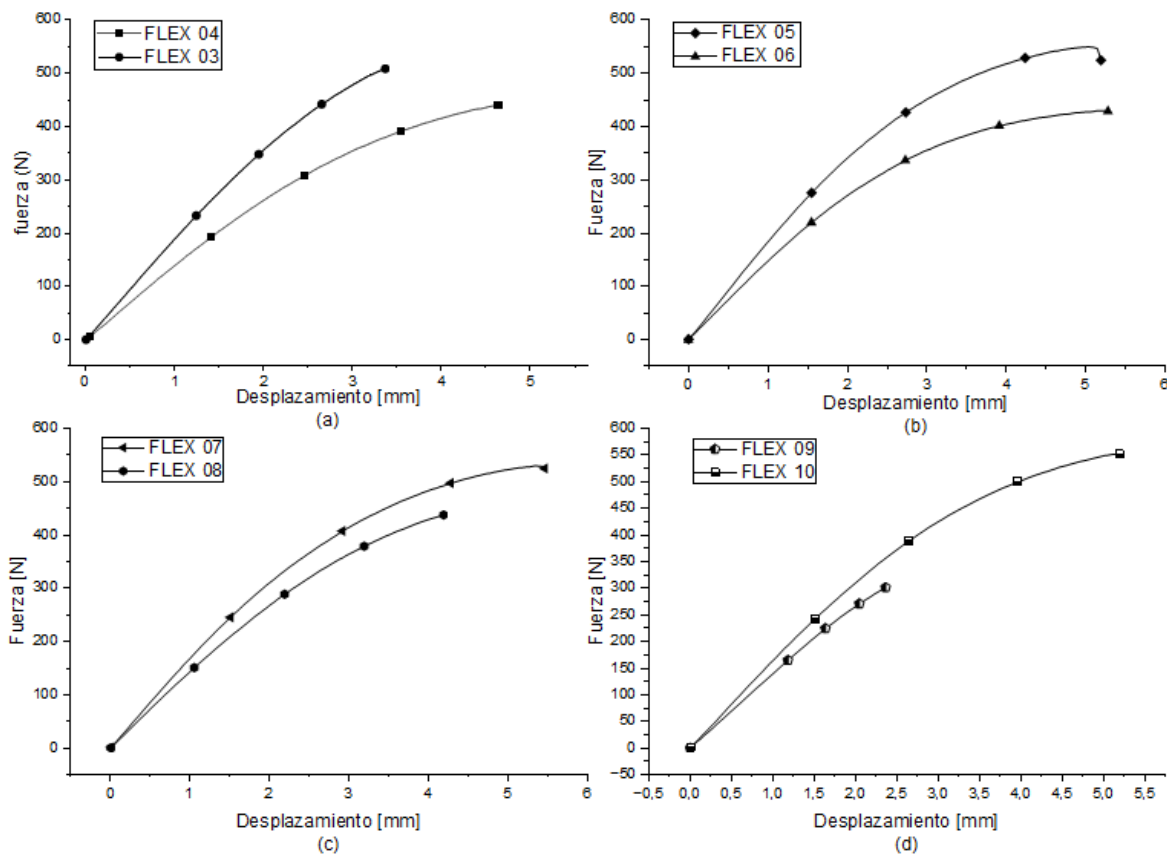
En la figura 9 se observa la curva de fuerza-desplazamiento, en donde se identifica que en todas las muestras se presenta una tendencia inicial que se aproxima a la linealidad, la cual hace referencia a un comportamiento elástico estable del CFR-PEEK cuando se encuentra sometido al ensayo de flexión, antes de iniciar el daño progresivo. En esta etapa de linealidad hay una

proporcionalidad directa entre la deformación y la carga, además la pendiente de la recta es quien nos indica la rigidez que tiene el material en esta prueba.

Dicha linealidad se da en un rango aproximado de 0 a 250 N, esta tendencia es indicativo de que en las muestras no existen microgrietas ni delaminaciones que influyan al inicio del ensayo, porque de lo contrario habría una separación de capas y la curva perdería su linealidad, lo que pasa posterior a esta tendencia.

**Figura 9.**

*Curvas fuerza-desplazamiento para ensayo de flexión*



Se detecta la misma tendencia lineal al inicio del ensayo en todas las probetas, lo que demuestra una buena homogeneidad del material en que se elaboraron las muestras y al no tener

diferencias significativas en esta sección se garantiza la capacidad de presentar resultados similares al repetir el procedimiento en las mismas condiciones.

A partir de 1,5 a 2 mm de desplazamiento la curva pierde su comportamiento lineal de forma gradual, se determinó analizando la pendiente de la curva fuerza-desplazamiento, calculándola como el cociente entre la diferencia de fuerza y la diferencia de desplazamiento en 2 puntos consecutivos. Esta pérdida de linealidad indica que el material empieza a terminar su régimen elástico. Llegando a alcanzar su carga máxima, que es cuando la cantidad de fibras rotas y el crecimiento de microgrietas no pueden soportar mayor esfuerzo. Viendo que en esta región la mitad de las muestras alcanzan una carga máxima entre el rango de 500 a 550 N, 3 de las probetas muestran la fuerza máxima entre 400 a 440 N y una de ellas con la carga máxima más baja de aproximadamente 302 N. Estas variaciones reflejan diferencias o imperfecciones microestructurales entre muestras, mayor dispersión de datos luego de la zona elástica tal como se ve en la curva y las diferencias o imperfecciones microestructurales entre muestras.

Tras alcanzar estos picos de carga las curvas empiezan a mostrar pequeñas caídas suaves y no abruptas, siendo lo típico en materiales compuestos que suelen tener mecanismos de fallo progresivo. En donde las muestras no colapsan de manera repentina, sino que el daño del material ocurre de forma gradual y por etapas, iniciando por la aparición de microgrietas y luego se genera la delaminación (separación de capas), hasta llegar al fallo. Dicho comportamiento se observó en el estado final de las probetas (figuras 10 y 11) en donde se aprecian las fracturas provocadas por el daño progresivo.

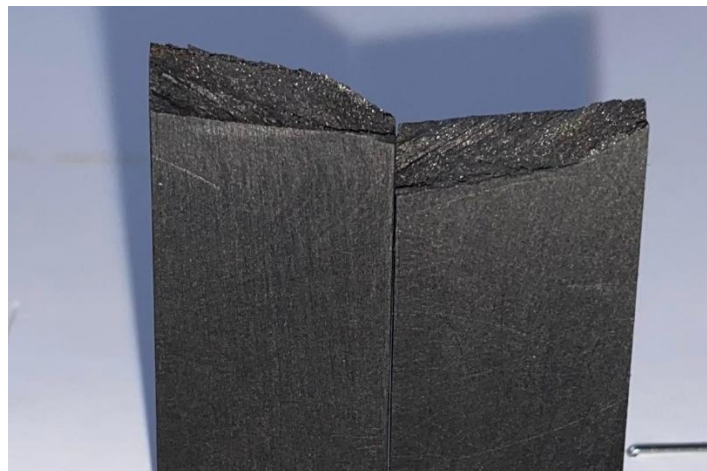
**Figura 10.**

*Probetas de flexión tras la fractura*



**Figura 11.**

*Fallo en probeta 08 tras flexión*



En la figura 11 se puede evidenciar de forma visual como las probetas llegaron a fracturarse de forma repentina en la zona media que fue donde se aplicó la carga, el aspecto más importante

es la ausencia de deformación plástica, por lo que no se observa ninguna curvatura en toda la geometría de la pieza, ni en la región de falla. Además, se puede ver que hay granos de material brillante, lo cual es típico en la falla frágil.

Además, se confirma lo típico en un ensayo de flexión a 3 puntos, en donde se generan dos tipos de esfuerzos principales. En la cara inferior de la probeta se estaría dando tracción máxima porque es donde las fibras se estiran más, en la cara superior es donde se da la compresión máxima y finalmente en la zona media de la muestra es donde estarían actuando esfuerzos cortantes y de flexión. Es por tal razón que al equilibrar la carga que se aplica en el centro con los apoyos aparece el esfuerzo cortante y combinado con la tracción hace que el plano de fractura tenga cierta inclinación.

Los resultados finales de la carga máxima y su respectivo desplazamiento en cada una de las muestras se ven en la tabla 1.

**Tabla 1.**

*Datos de carga máxima y desplazamiento correspondiente para flexión*

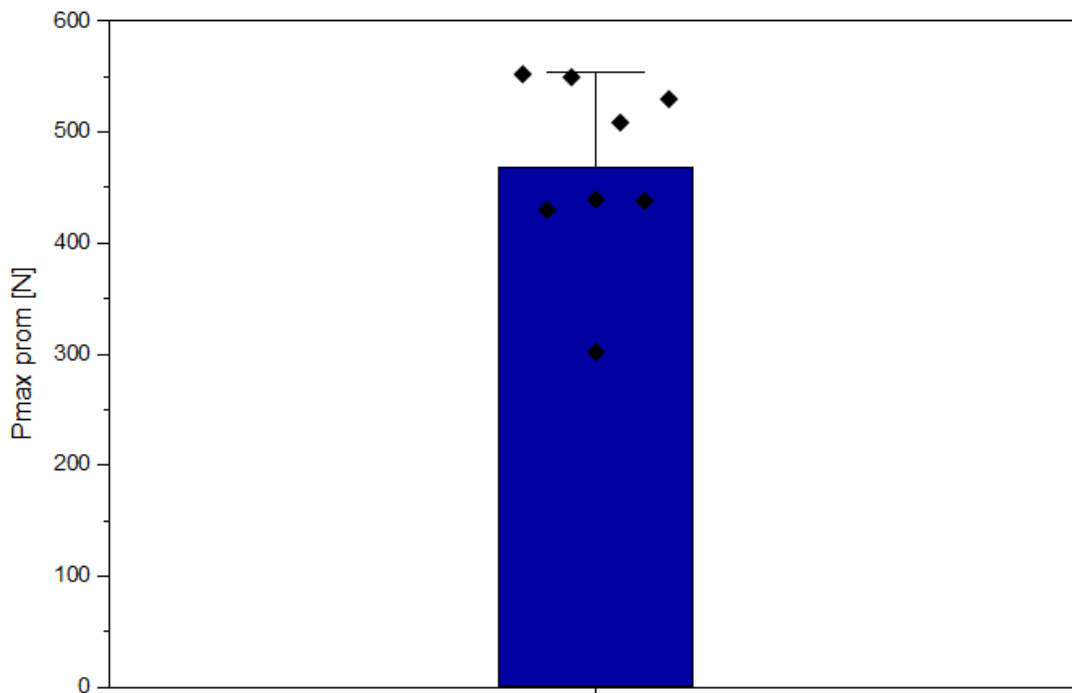
<b>ENSAYO</b>	<b>Pmax</b>	<b>Desplazamiento a Pmax [mm]</b>
FLEX 03	508,7739	3,3706
FLEX 04	439,4308	4,6404
FLEX 05	549,6832	5,0564
FLEX 06	429,8944	5,1912
FLEX 07	529,7802	5,3774
FLEX 08	438,0577	4,1954
FLEX 09	302,0001	2,3688
FLEX 10	552,2567	5,1971

En la figura 12 se presenta los valores estadísticos que pide la norma reportar, tras registrar la carga máxima que soporta cada muestra de los 8 ensayos se obtuvo un promedio de fuerza

máxima ejercida de 468,7346 N, con una desviación estándar de 84,4876 N. lo cual indica que la mayoría de las probetas soportan cargas aproximadas al rango 384 a 553 N. que corresponden a la relación  $\text{media} \pm \text{desviación estándar}$ , generando una dispersión de datos moderada, que se le puede atribuir a pequeñas diferencias estructurales en el material.

**Figura 12.**

*Carga máxima promedio y desviación estándar*



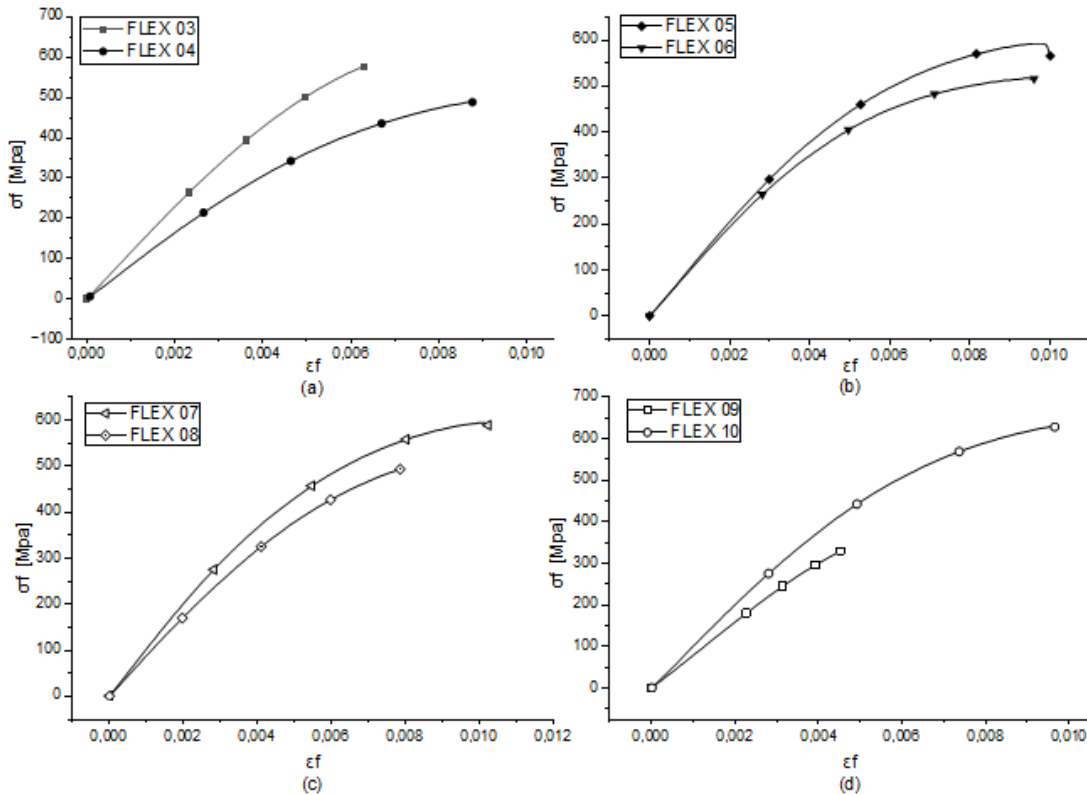
En la toma de datos se determina un valor de carga de 302 N, el cual sale del rango establecido por la desviación estándar. Al ser un dato atípico sugiere que la probeta denotada por el código FLEX 09 tuvo un fallo prematuro en comparación con las demás muestras, eliminando los defectos por la preparación y ubicación de la muestra en la prensa MTS porque el procedimiento fue estandarizado, se plantea que esta fractura se debe a defectos locales como microgrietas.

Para el desplazamiento que tiene la zona media de la probeta se obtuvo un promedio de 4,4247 mm. Este dato afirma que al seguir la velocidad del procedimiento A según la norma, el protocolo fue el adecuado porque en ningún caso se llegó a la deformación del 5%, que es la máxima permitida en la superficie exterior de la probeta para que estos resultados tuvieran validez. Su desviación estándar plantea que los desplazamientos están entre el rango de 3,36 a 5,49 mm, aunque para la FLEX 09 vuelve y se sale del rango, confirmando la falla prematura.

### **Curva esfuerzo-deformación**

En la figura 13 se presenta la curva de esfuerzo-deformación y se puede observar que una de sus principales características es que al inicio todas las muestras presentan una pendiente muy similar reafirmando que el material es homogéneo en la región elástica. Esta tendencia se mantiene hasta un rango pequeño de deformaciones de 0,002 a 0,004, tras este punto se inician a presentar los primeros daños en el material, llegando a alcanzar esfuerzos máximos de 500 a 560 Mpa para la mitad de las probetas y el resto de ellas valores entre 400 a 450 Mpa. Esta dispersión en los resultados es algo normal al ensayar materiales compuestos debido a posibles defectos internos que varían en las muestras.

La deformación correspondiente al esfuerzo máximo se encuentra entre el rango 0,008 y 0,001 en las muestras más resistentes, lo que plantea que el CFR-PEEK permite llegar a un nivel moderado de deformación antes de llegar a la fractura. Previo al punto de esfuerzo máximo se reconoce la pérdida de rigidez conforme van creciendo las microgrietas y se debilita la unión entre la matriz y las fibras, esto se ve como el descenso en la pendiente.

**Figura 13.***Curva esfuerzo-deformación para flexión*

En los materiales dúctiles suele presentarse una curva esfuerzo deformación en donde justo después de la zona elástica se puede ver una pequeña región de deformación plástica en la que el esfuerzo se mantiene casi constante, conocido como la meseta de fluencia. Al compararlo con la curva del CFR-PEEK esta pasa de la región elástica a la falla sin mostrar un punto de fluencia definido, lo cual puede ser un indicativo de que el material no es dúctil sino frágil.

En este tipo de material que es un polímero reforzado, el área bajo la curva de esfuerzo deformación corresponde a la energía que absorben las probetas en el ensayo antes de la fractura, para las muestras FLEX10, FLEX07 y FLEX05 tienen esfuerzos máximos y deformaciones más altas, por lo que pueden absorber más energía antes de llegar a romperse. Por el contrario, la

probeta FLEX09 que soporta el menor esfuerzo y tiene la menor deformación, su área indica que tiene menor resistencia y absorbe menos energía.

En la tabla 2 se puede ver que la mayoría de las probetas soportan esfuerzos máximos que están entre 488 y 594 Mpa, con deformaciones entre 0,0063 y 0,01. La probeta FLEX10 demostró la máxima capacidad de carga del material porque alcanzó el esfuerzo máximo más alto. La muestra FLEX09 sigue dando los valores más bajos de todas las pruebas, confirmando la presencia de fallo prematuro.

**Tabla 2.**

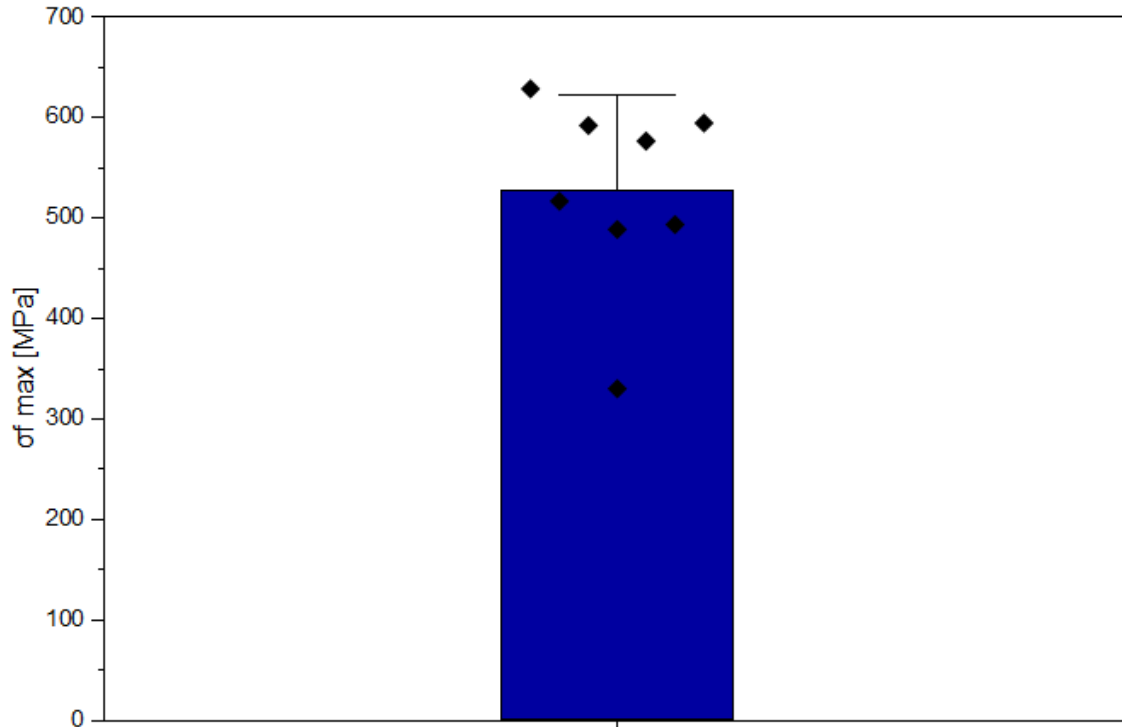
*Datos de  $\sigma_f$  max y deformación correspondiente para flexión*

<b>ENSAYO</b>	<b><math>\sigma_f</math> max [Mpa]</b>	<b>Deformación a <math>\sigma_f</math> max</b>
FLEX 03	576,8248	0,0063
FLEX 04	488,8038	0,0088
FLEX 05	592,3796	0,0098
FLEX 06	517,0058	0,0094
FLEX 07	594,6373	0,01
FLEX 08	493,6262	0,0079
FLEX 09	330,1447	0,0045
FLEX 10	628,8898	0,0097

Al considerar los resultados de esfuerzo de flexión máximo el promedio fue de 527,789 Mpa con una desviación estándar de 94,968 Mpa (figura 14). Para la deformación máxima la media fue de 0,0083 con una desviación de 0,0020, asegurando la existencia de una dispersión que es moderada.

**Figura 14.**

*Datos de media y desviación estándar para esfuerzo máximo a flexión*

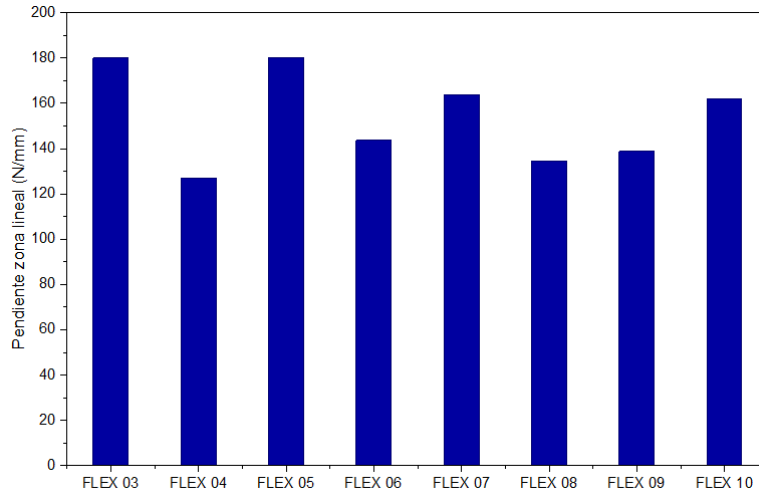


### **Módulo en flexión $E_b$**

En la curva fuerza-desplazamiento se identificó que la zona inicial tiene una tendencia lineal en todos los ensayos, que corresponde al comportamiento elástico del CFR-PEEK. Para analizar este tramo se decidió graficar la fuerza en un rango de 0 a 250 N con un desplazamiento de 0 a aproximadamente 2 mm para cada ensayo, con el fin de trazar la línea de tendencia que entregaba la pendiente  $m$  (figura 15) obteniendo un promedio de pendiente de 153,7275 N/mm. Además, se halló el coeficiente de determinación  $R^2$ , que fue un valor muy cercano a 1 en todos los ensayos, confirmando que esa recta sí representaba la relación entre carga y desplazamiento.

**Figura 15.**

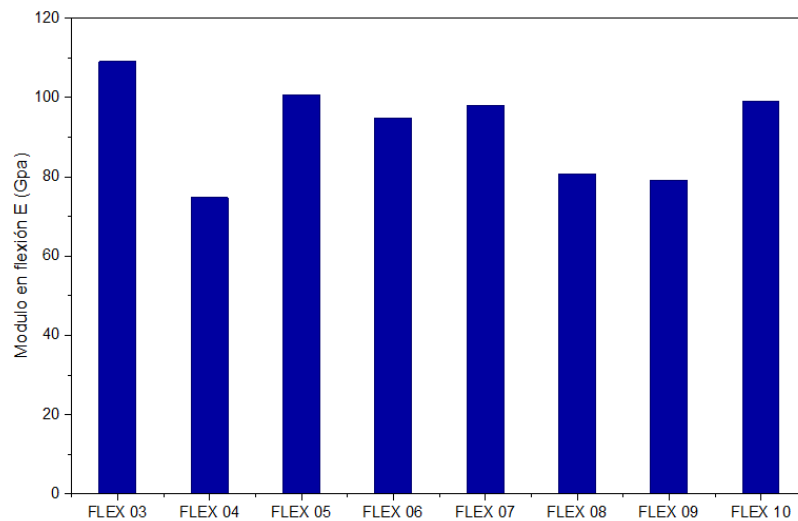
*Comportamiento lineal del CFR-PEEK bajo flexión*



Al tener los valores de  $m$  que representan la rigidez del sistema probeta y montaje se podía calcular el módulo en flexión  $E_b$  con la ecuación 8, dando los resultados que se ven en la figura 16.

**Figura 16.**

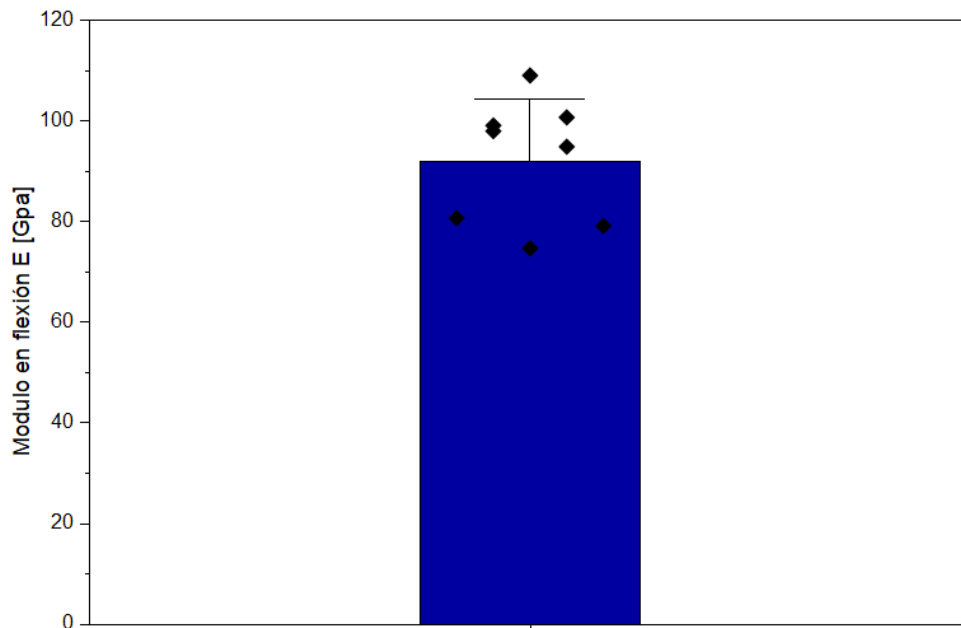
*Datos de módulo en flexión*



En la figura 17 se encuentran los valores estadísticos de media y desviación estándar para el módulo en flexión. Este valor de 92,0645 Gpa debe tomarse como el módulo en flexión aparente, debido a que la deflexión se midió con el desplazamiento de la cruceta. Aun con esto el resultado es representativo para describir la rigidez del material ante cargas de flexión.

**Figura 17.**

*Datos de media y desviación estándar del módulo en flexión*

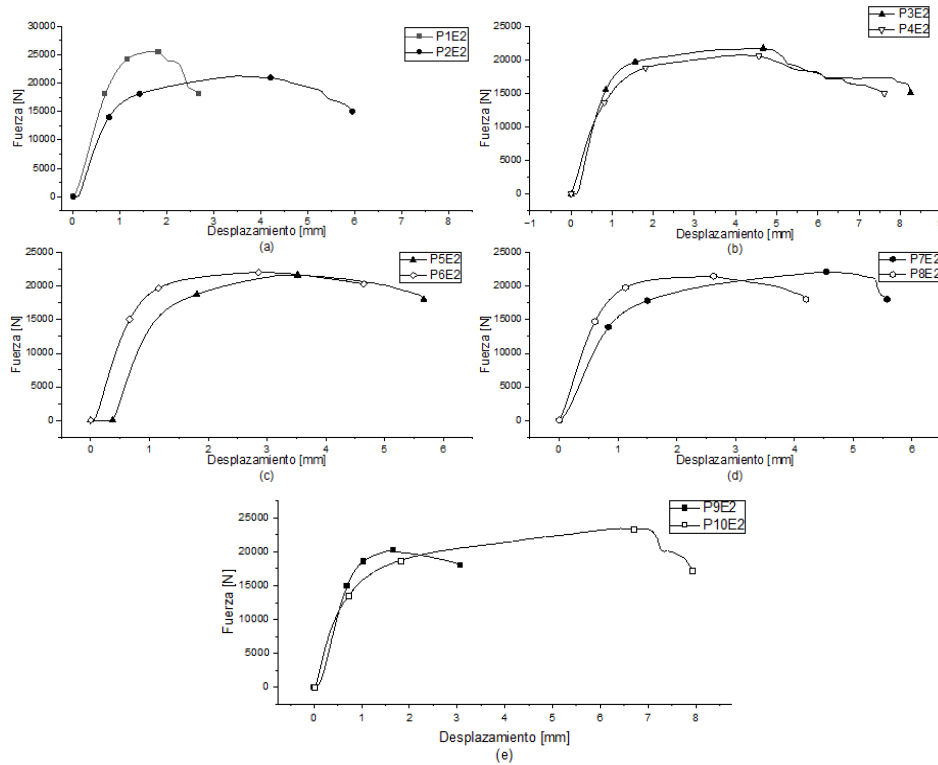


Este módulo en flexión representa la rigidez que tiene el material bajo este tipo de cargas, el valor obtenido muestra el excelente comportamiento del material bajo estos esfuerzos y además es bastante elevado comparado con otros polímeros reforzados. Esta alta rigidez hace que se asegure la estabilidad estructural de la prótesis de ATM bajo cargas, pero también tiene implicaciones negativas como el inicio de un fenómeno en que el hueso cortical recibe muy poca estimulación generando una pérdida ósea con el paso del tiempo.

## 4.2 Ensayo de compresión

Para el ensayo realizado bajo la norma ASTM D695 se registraron las curvas de la fuerza axial aplicada en la probeta en función de su desplazamiento, como se ve en la figura 18, este tipo de curva permite identificar la resistencia del material y los modos de falla que pudo presentar durante la prueba de compresión. Para la etapa inicial al igual que en el ensayo de flexión se puede evidenciar la presencia de una tendencia rectilínea al principio de la curva, que es la zona correspondiente al comportamiento elástico del material.

En la fase lineal se evidencia que el material no suele presentar deformaciones apreciables a simple vista, pero justo antes de aproximarse a su carga máxima la pendiente empieza a disminuir hasta llegar a cero, que es cuando se somete la probeta a la fuerza más alta soportada por el CFR-PEEK en compresión, correspondiente a un rango entre 20 a 26 KN. Después de estos picos se pueden analizar dos modos de falla, el primero de ellos es evidenciable en la probeta con el código P1E2 que en su curva se ve una caída abrupta de la carga que puede ser un indicativo de fractura frágil. Por otro lado, se ve una similitud a la falla dúctil que es progresiva, la cual presenta cierta meseta y una caída gradual de la carga, que es visible en el resto de las probetas.

**Figura 18.***Curva carga-desplazamiento para compresión-resistencia*

La variación que se puede ver en el comportamiento de las probetas P1E2 Y P9E2 deja en evidencia que son datos atípicos en el ensayo, las cuales presentaron una pérdida brusca de la capacidad de soportar carga justo cuando se llegó a la fuerza máxima, que al comparar con las demás muestras estas no tuvieron una degradación de forma progresiva. Esta respuesta puede deberse a fallos locales en el proceso de fabricación, los cuales generan microgrietas internas que se portan como grandes concentradores de esfuerzos que traen como consecuencia el inicio de una fractura temprana del material, que puede interpretarse como muestras con menor tenacidad.

En esta curva resulta evidente que el material está combinando características como una alta resistencia a la compresión con cierta capacidad de deformación antes de llegar a la falla, lo

cual es favorable en las aplicaciones biomédicas, para la ATM se deben soportar cargas de masticación que están en los cientos de Newton y se ve que el material tolera cargas de 20 a 26 KN como se ve en la tabla 3, asegurando la integridad de la estructura de la prótesis.

**Tabla 3.**

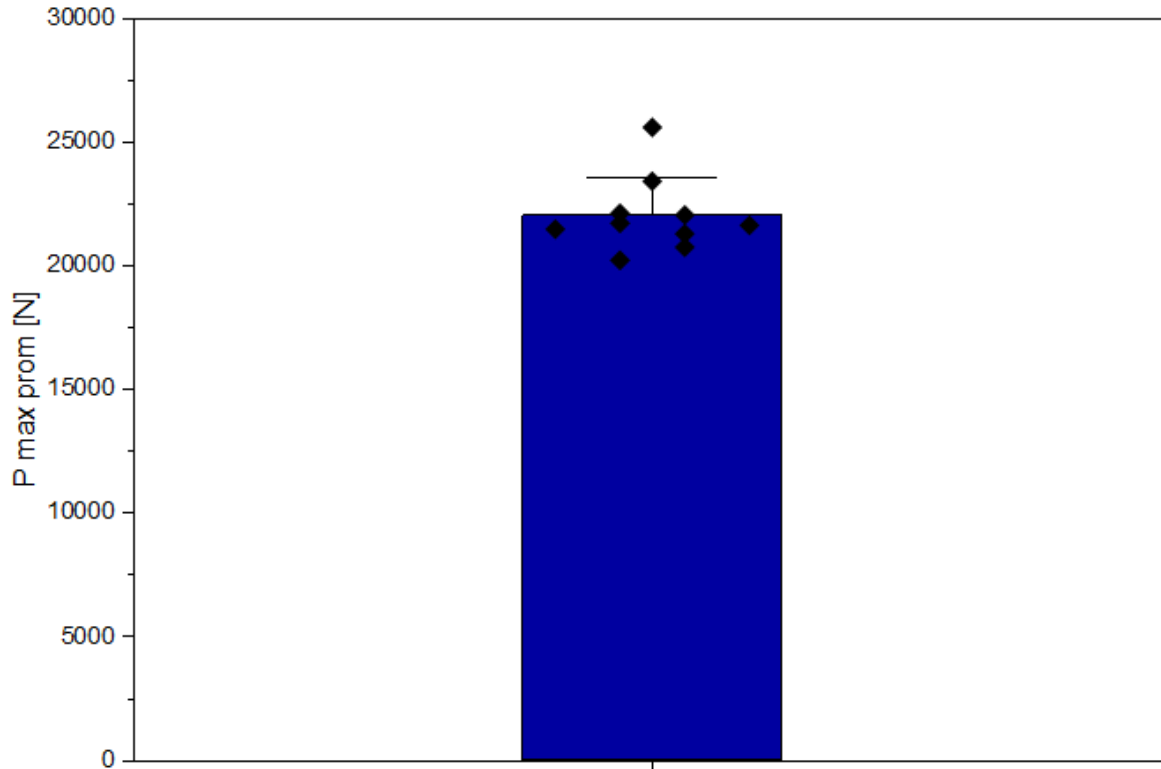
*Datos de carga máxima y desplazamiento para compresión-resistencia*

<b>ENSAYO</b>	<b>Pmax</b>	<b>Desplazamiento a Pmax</b>
P1E2	25619,2168	1,747
P2E2	21307,4961	3,5137
P3E2	21738,0781	4,6129
P4E2	20764,8594	4,1377
P5E2	21649,5410	3,3521
P6E2	22072,1465	3,0313
P7E2	22143,8359	4,5495
P8E2	21495,1758	2,6251
P9E2	20244,2773	1,6562
P10E2	23438,7578	6,4255

La carga máxima soportada por el CFR-PEEK bajo carga axial de compresión es de 22047,3385 N, con una variación de  $\pm 1516,8024$ . Su respectivo desplazamiento es de 3,5651 mm (figura 19)

**Figura 19.**

*Datos de media y desviación estándar para compresión-resistencia*



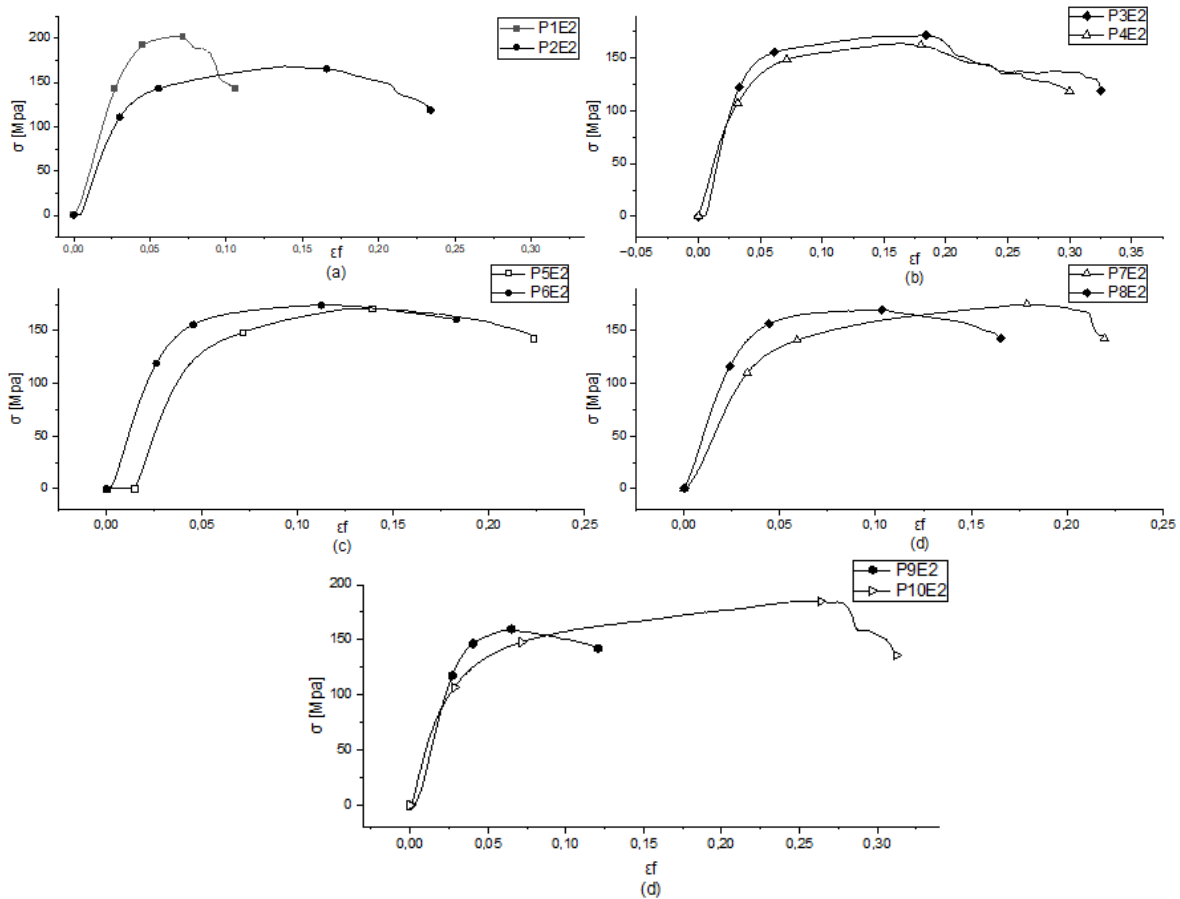
En la figura 20 se pueden ver la respuesta del CFR-PEEK al ensayo de compresión, representado por las curvas de esfuerzo deformación donde se diferencian 2 regiones claras, la primera de ellas es el comportamiento elástico, donde todas las muestras tienen una tendencia similar y el tramo es recto con estabilidad. Esta región refleja la rigidez del material porque están trabajando en conjunto las fibras de carbono y la matriz de PEEK.

Al finalizar esta tendencia lineal es cuando empieza a presentarse el punto de fluencia, el cual se identifica en un rango de deformación unitaria entre 0,03 y 0,06. Que define el inicio de la degradación del material, en donde se presentan las microfisuras en la matriz y una pérdida de sujeción entre el PEEK y las fibras de carbono. En la curva se puede evidenciar como este

fenómeno empieza a reducir la rigidez del material, llevándolo a una caída gradual del esfuerzo que puede soportar.

**Figura 20.**

*Curva esfuerzo-deformación para compresión-resistencia*



Se seleccionó una probeta de forma aleatoria para ver su estado final tras la fractura, tomando la muestra P3E2 que se ve en la figura 21, en la cual se evidencia que la zona de falla presenta irregularidades, lo que indica que no fue una falla súbita, sino que por el contrario se dio mediante un proceso en que el daño progresaba.

Al momento de retirar la muestra su fragmentación fue en dos piezas principales, lo que indica que la grieta se propagó siguiendo un plano de fractura diagonal a su longitud. En esta zona se pueden ver partes que aparentan un desgarre del material que se relaciona a la pérdida de la unión entre la matriz y las fibras de refuerzo de forma gradual. Esto concuerda con el comportamiento de la gráfica, confirmando que fue un fallo gradual. Para la ATM es una ventaja que no colapse de manera súbita, pero es una advertencia para estar muy pendiente de la propagación de grietas en el material.

**Figura 21.**

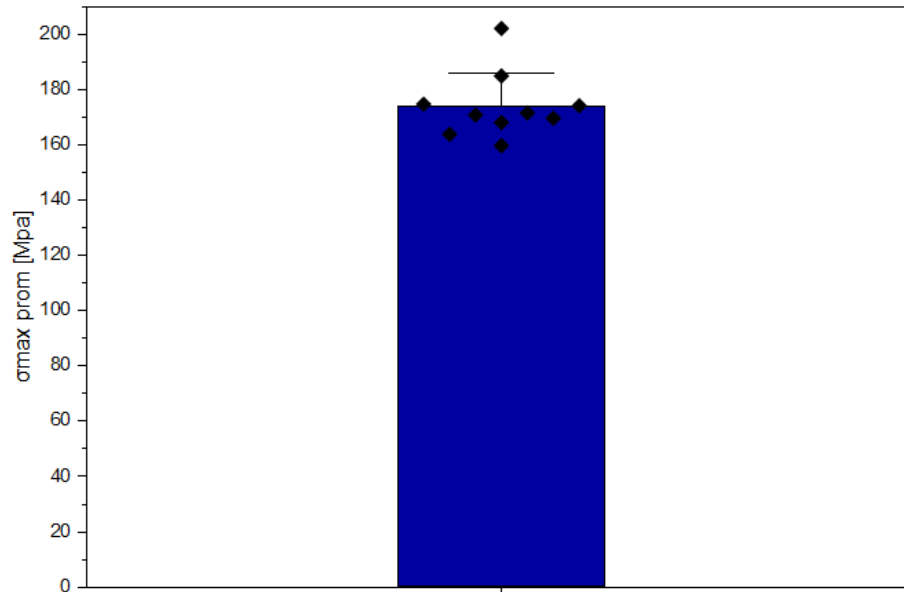
*Fallo en probeta P3E2 por compresión-resistencia*



El esfuerzo de compresión máximo promedio de los ensayos realizados fue de 174,0439 Mpa, con una desviación estándar de 11,3152. Como se ve en la figura 22.

**Figura 22.**

*Esfuerzo promedio y desviación estándar bajo compresión*



### **Ensayo de compresión en las probetas analizadas para módulo de elasticidad:**

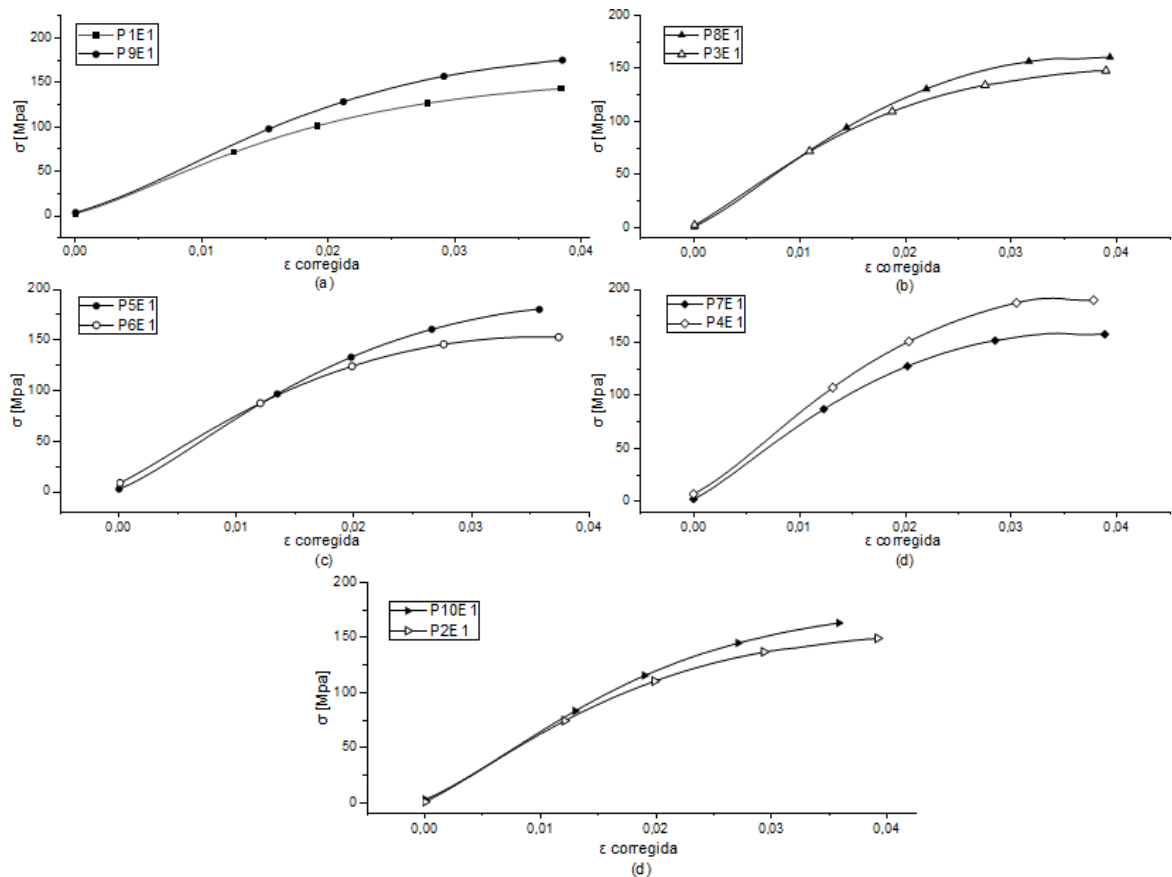
En la figura 23 se presenta la curva de esfuerzo-deformación corregidas de las 10 probetas ensayadas bajo compresión para hallar el módulo de elasticidad. Para obtener esta gráfica se hizo la compensación por asentamiento descrita en el anexo A1 de la norma ASTM D695, la cual se hacía trazando una recta tangente a la zona lineal de la curva y prolongando hasta intersectar el eje de las abscisas, este punto indicaría el cero corregido que eliminaría los efectos en el contacto inicial entre probeta y la superficie de carga. Tras hacer la corrección se observó que los valores fueron muy pequeños, del orden de  $10^{-4}$ , demostrando que los efectos de asentamiento inicial fueron despreciables.

Las probetas en este ensayo no se llevaron a la rotura, como se ve en la figura 23 su análisis fue centrado en la zona elástica, que es la que proporciona los datos sobre el módulo de elasticidad.

Esta gráfica muestra cómo las curvas de cada muestra tienden a ser demasiado similares, con la mínima variación, demostrando la confiabilidad del procedimiento experimental en el montaje. Además, la baja dispersión y cercanía al paralelismo de las zonas lineales sugiere que todas las probetas tienen una rigidez consistente y que durante la aplicación de la carga se transmitieron los esfuerzos de forma uniforme. Por ende, los valores del módulo de elasticidad reflejan el comportamiento real del material bajo compresión.

**Figura 23.**

*Curva esfuerzo-deformación corregida para módulo de elasticidad*



En la tabla 4 están los valores del módulo de elasticidad para cada una de las probetas, estos resultados muestran datos que están en un rango de 5,58 a 7,81 Gpa. A partir de estos valores

se calculó un módulo promedio de 6,55 Gpa y una desviación de 0,63 Gpa (figura 24) este nivel de dispersión indica una buena repetibilidad de los ensayos y confiabilidad de los resultados.

El valor promedio obtenido es superior al del PEEK puro, para el cual su módulo está entre 3,5 y 4 Gpa, confirmando que la aplicación de las fibras de carbono mejoró la rigidez del material. Sin embargo, estos valores están por debajo de lo típico en CFR-PEEK con mayor cantidad de refuerzo de fibras u orientación definida, que el módulo está entre 12 a 18 Gpa. Esta variación puede ser consecuencia de un contenido moderado de fibras de carbono o a la orientación aleatoria de las muestras usadas en el ensayo.

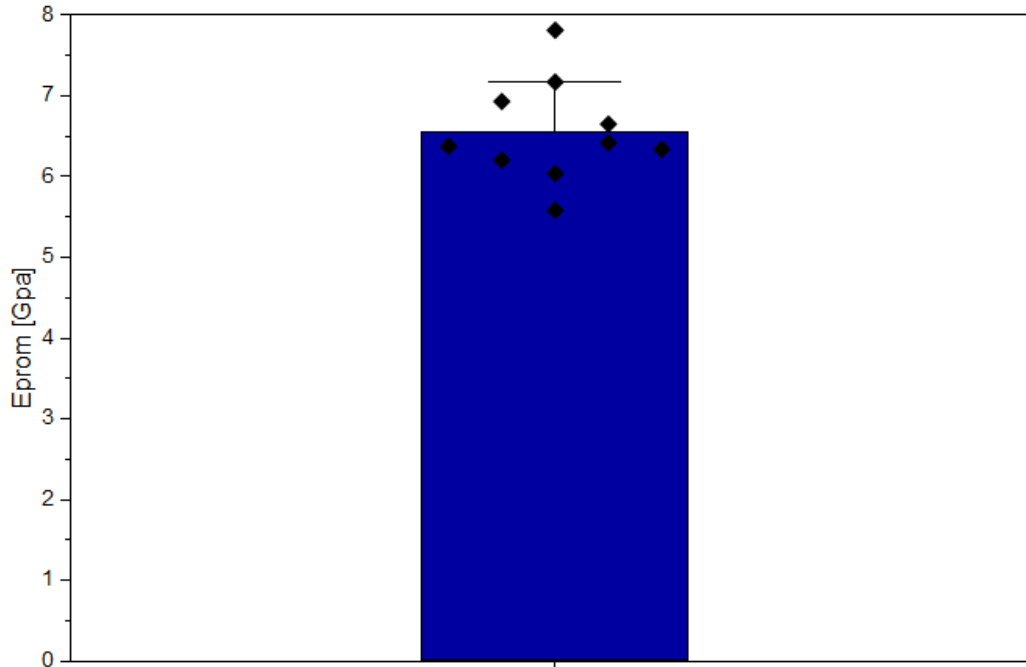
**Tabla 4.**

*Datos de módulo de elasticidad*

	<b>E [Gpa]</b>
<b>P1E1</b>	5,5834
<b>P2E1</b>	6,0384
<b>P3E1</b>	6,2053
<b>P4E1</b>	7,8133
<b>P5E1</b>	7,1718
<b>P6E1</b>	6,4196
<b>P7E1</b>	6,9311
<b>P8E1</b>	6,6518
<b>P9E1</b>	6,3771
<b>P10E1</b>	6,3389

**Figura 24.**

*Módulo de elasticidad promedio y desviación estándar*



Este módulo de elasticidad de 6,55 Gpa es un valor cercano pero inferior al del hueso cortical humano que está entre 7 y 20 Gpa, este resultado puede ser favorable porque su rigidez no es tan alta como para generar que el implante absorba la mayor parte de la carga a la que está sometida, generando una reducción del esfuerzo en el hueso, lo que lleva a su debilitación. Por otro lado, estas diferencias podrían causar una variación en la distribución de los esfuerzos en la articulación.

Finalmente, en la tabla 5 se resumen los resultados de las propiedades mecánicas para los ensayos de flexión y compresión.

**Tabla 5.***Resumen de los resultados*

<b>FLEXIÓN</b>	
$P_{\max} =$	468,7346 [N]
$\sigma_{f\max} =$	527,7890 [Mpa]
$E_b =$	92,0645 [Gpa]
<b>COMPRESIÓN</b>	
$P_{\max} =$	22047,3385 [N]
$\sigma_{\max} =$	174,0439 [Mpa]
$E_b =$	6,55 [Gpa]

**Discusión**

El Ti-6Al-4V es la aleación de titanio que ha sido más utilizada en los reemplazos de articulaciones ATM, pero su procesamiento es demasiado complejo por su baja conductividad térmica, endurecimiento por deformación y la alta actividad química ante la presencia de oxígeno. Estas características hacen que la fabricación de estructuras delicadas y complicadas mediante los métodos convencionales, como fundición y mecanizado, no sean óptimas. Por tal razón se ha optado por el método de deposición de metal por láser. (Zhou et al., 2021)

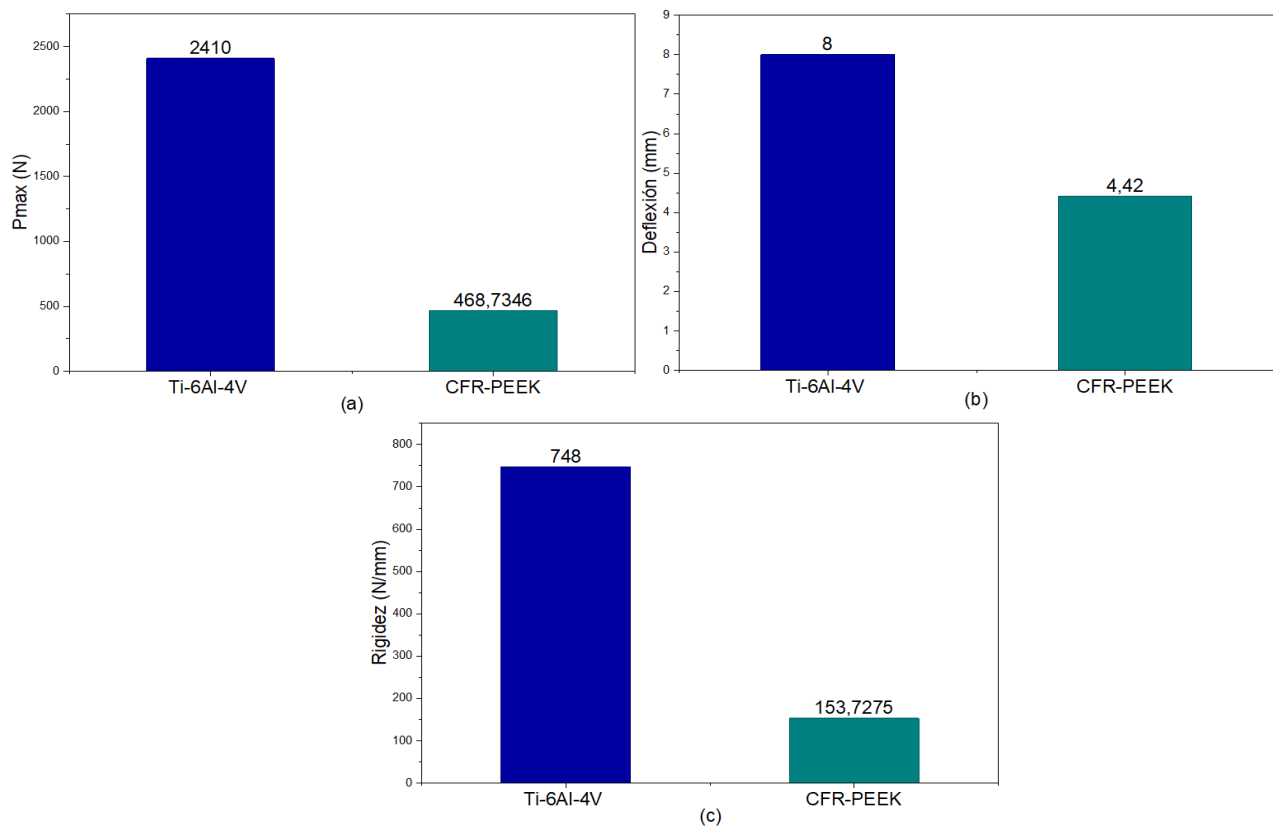
El método de fabricación de esta aleación llega a afectar aún más su resistencia a la corrosión y su biocompatibilidad, confirmando que mediante el CFR-PEEK se pueden disminuir los problemas asociados a mayores complicaciones por liberación de partículas.

En el estudio realizado por Zhao et al. (2023) se analizaron diferentes muestras con microestructura bimodal en un ensayo de flexión a 3 puntos, en el cual su curva de fuerza de deflexión-deflexión presenta una buena linealidad. Registrando una carga máxima de 2410 N con

deflexión de 8 mm y pendiente de la curva de 748 N/mm. Estos resultados demuestran que para el ensayo de flexión en comparación con el Ti-6Al-4V, el CFR-PEEK soporta 80,5% menos carga máxima, además se deforma hasta la rotura un 44,8% menos y tiene una rigidez 79,5% más baja (figura 25).

**Figura 25.**

*Propiedades Ti6Al4V - CFR PEEK en flexión*

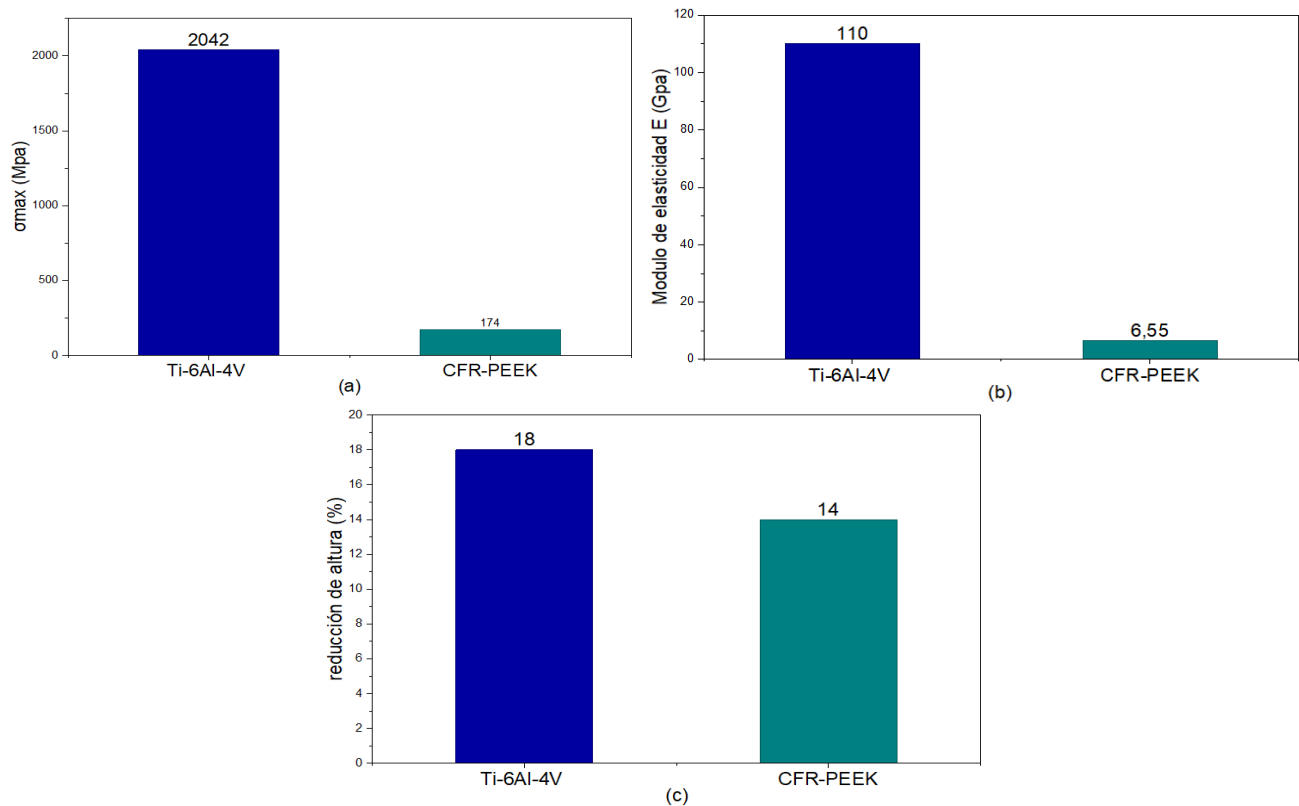


Aunque en el estudio de (Zhou et al., 2021) no se realizan ensayos de compresión para la caracterización del material, hay otro análisis enfocado en este tipo de pruebas para esta aleación, pero variando el método de fabricación. En el artículo de (Elshaer & Ibrahim, 2023) se estudian las propiedades mecánicas del Ti-6Al-4V pero fabricando las muestras mediante fundición como lingotes. Sus resultados experimentales fueron una resistencia máxima a compresión de 2042 Mpa,

una reducción en la altura del 18% y un módulo de elasticidad de 110 Gpa. Esta caracterización demuestra que el CFR PEEK frente al Ti-6Al-4V, tiene un 91% menos de resistencia máxima, un módulo de elasticidad 94% más bajo y una reducción de altura de 4% menos (figura 26).

**Figura 26**

*Propiedades Ti6Al4V - CFR PEEK en compresión.*



## 5. Conclusiones

Se logró identificar y analizar que las normas ASTM D695 y ASTM D790 son las más apropiadas a seguir para llevar a cabo la caracterización del CFR PEEK como biomaterial para ser usado en prótesis de ATM. La ASTM D695 describe la forma de realizar el ensayo de compresión para registrar la fuerza máxima, evaluar esfuerzo máximo y módulo de elasticidad. La ASTM

D790 expone los lineamientos para desarrollar el ensayo de flexión a 3 puntos y obtener carga máxima aplicada por la prensa hidráulica, cálculo de esfuerzo de flexión y módulo de flexión. Este marco normativo consolidó una base sólida para la evaluación del biomaterial.

El ensayo de flexión a 3 puntos se realizó en probetas de CFR-PEEK mediante la prensa hidráulica MTS. El material presentó un comportamiento elástico lineal en la zona inicial de las curvas y una falla que se desarrolló de forma progresiva, característica típica de los materiales compuestos. Con presencia de microgrietas, delaminación y fractura localizada en la zona de máxima tracción, evidenciando un tipo de falla principalmente frágil, sin deformación plástica evidente. Esta fractura inició tras una carga máxima de 468,73 N, con un esfuerzo máximo de 527,79 Mpa y un módulo en flexión de 92,06 Gpa, lo que evidencia que el material tiene la capacidad de soportar esfuerzos de flexión relevantes en la prótesis de ATM.

El ensayo de compresión se realizó en la prensa hidráulica MTS, con probetas de geometría cilíndrica. Para la carga axial aplicada de forma progresiva, se encontró que su valor máximo promedio estaba en alrededor de 22 KN, la cual llevó al material a soportar un esfuerzo de 174,04 Mpa, con un módulo de elasticidad de 6,55 Gpa. Al comparar con el polieteretercetona sin refuerzo se evidencia el incremento de sus propiedades mecánicas ( $\sigma_{max} = 110$  Mpa,  $E_b = 3,6$  Gpa) (Liao et al., 2020). Tras alcanzar estas cargas, el CFR-PEEK presentó un modo de falla caracterizado por una propagación diagonal de grietas con una fragmentación gradual.

Comparando las propiedades mecánicas del Ti-6Al-4V que es el más usado en prótesis de ATM con el CFR-PEEK analizado, este último presenta valores significativamente más bajos. No obstante, esta rigidez menor representa una ventaja, situándose en un rango similar al del hueso cortical humano, mejorando la biocompatibilidad de la prótesis y disminuyendo problemas como el blindaje óseo. Aunque la aleación de titanio es mecánicamente superior, tiene problemas para

su mecanización, biocompatibilidad y presenta liberación de partículas. En cambio, el polieteretercetona reforzado por su menor resistencia es idóneo para la prótesis de ATM, equilibrando propiedades mecánicas y desempeño biológico.

Integrando los resultados experimentales para realizar su evaluación, se concluye que el CFR-PEEK es una alternativa viable a ser usada en la prótesis de ATM. Debido a que el material demostró tener propiedades mecánicas suficientes para resistir las condiciones de carga representativas de la articulación. Su viabilidad se basa en la resistencia y rigidez que tiene el material, factores que facilitan su incorporación en el diseño de prótesis, enfocados en validaciones adicionales para garantizar un desempeño confiable.

## **6. Recomendaciones**

Se recomienda fabricar las probetas de CFR-PEEK bajo un control de calidad estricto, para evitar problemas microestructurales que generen disminución de resistencia y rigidez del material, provocando que al someter las muestras a diferentes cargas estos concentradores de esfuerzo inicien fallas prematuras. Como se presentó en una de las muestras del ensayo de flexión.

Se recomienda completar la caracterización del CFR-PEEK con ensayos de fatiga cíclica y de contacto superficial en tribómetro Pin-on-disk, con el fin de evaluar la respuesta del material al someterlo a cargas cíclicas y a condiciones fisiológicas características de la articulación temporomandibular.

Incorporar el CFR-PEEK en prototipos de prótesis que busquen la geometría óptima para aprovechar la rigidez y comportamiento de fractura progresivo, de modo que se evalúe el comportamiento real en la prótesis para evitar fallos repentinos durante su funcionamiento.

Antes de su implementación clínica se sugiere realizar estudios in vitro como el ensayo de desgaste en tribómetro con lubricante como el suero bovino, para evaluar el desgaste de material y validar la biocompatibilidad con el tejido óseo.

Para obtener mediciones más precisas, es recomendable medir las deflexiones de las muestras en el ensayo de flexión a 3 puntos mediante un deflectómetro y no con la cruceta del aparato, es decir llevar a cabo el procedimiento tipo II de la norma ASTM D790. De manera complementaria, usar un extensómetro axial para registrar el desplazamiento de las probetas en el ensayo de compresión.

**Referencias bibliográficas**

- Amarista, F. J., Mercuri, L. G., & Perez, D. (2020). Temporomandibular Joint Prosthesis Revision and/or Replacement Survey and Review of the Literature. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 78(10), 1692–1703. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.05.021>
- ASTM International. (2023a). Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics. In *Standard test method for compressive properties of rigid plastics (ASTM D695-23)*. ASTM International. <https://doi.org/10.1520/D0695-23>
- ASTM International. (2023b). Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. In *Standard test method for compressive properties of rigid plastics (ASTM D695-23)*. ASTM International. <https://doi.org/10.1520/D0790-17>
- Detamore, M. S., & Athanasiou, K. A. (2003). Structure and function of the temporomandibular joint disc: Implications for tissue engineering. In *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* (Vol. 61, Issue 4, pp. 494–506). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50096>
- Driemel, O., Braun, S., Müller-Richter, U. D. A., Behr, M., Reichert, T. E., Kunkel, M., & Reich, R. (2009). Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. In *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (Vol. 38, Issue 9, pp. 909–920). <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.01.022>
- Elshaer, R. N., & Ibrahim, K. M. (2023). Study of Microstructure, Mechanical Properties, and Corrosion Behavior of As-Cast Ni-Ti and Ti-6Al-4V Alloys. *Journal of Materials*

*Engineering and Performance*, 32(17), 7831–7845. <https://doi.org/10.1007/s11665-022-07654-y>

Genovesi, W., Comenale, I. C., Genovesi Filho, W., & Veloso Fernandes, M. (2022). Biomechanical comparative analysis of temporomandibular joint, glenoid fossa and head of the condyle of conventional models prosthesis with new PEEK design. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 12(5), 529–541. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2022.06.006>

Guarda Nardini, L., Manfredini, D., & Ferronato, G. (2008). Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 0(0), 103–110.

KLS Martin. (2024). *IPS Implants® TMJ Prosthesis* [Video recording]. Youtube . <https://youtu.be/jvvqCtMEg98>

Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. In *Biomaterials* (Vol. 28, Issue 32, pp. 4845–4869). <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013>

Lee, K. C., Chintalapudi, N., Halepas, S., Chuang, S. K., & Selvi, F. (2021). The healthcare burden and associated adverse events from total alloplastic temporomandibular joint replacement: a national United States perspective. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(2), 236–241. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.08.003>

Lerf, R., Zurbrügg, D., & Delfosse, D. (2010). Use of vitamin E to protect cross-linked UHMWPE from oxidation. *Biomaterials*, 31(13), 3643–3648. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.01.076>

- Liao, C., Li, Y., & Tjong, S. C. (2020). Polyetheretherketone and its composites for bone replacement and regeneration. In *Polymers* (Vol. 12, Issue 12, pp. 1–48). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/polym12122858>
- Mehrotra, D., Kumar, S., Mehrotra, P., Khanna, R., Khanna, V., Eggbeer, D., & Evans, P. (2021). Patient specific total temporomandibular joint reconstruction: A review of biomaterial, designs, fabrication and outcomes. In *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* (Vol. 11, Issue 2, pp. 334–343). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2021.02.014>
- Neto, M. Q., Radice, S., Hall, D. J., Mathew, M. T., Mercuri, L. G., & Pourzal, R. (2022). Alloys Used in Different Temporomandibular Joint Reconstruction Replacement Prostheses Exhibit Variable Microstructures and Electrochemical Properties. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *80*(5), 798–813. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2021.12.016>
- Sagomonyants, K. B., Jarman-Smith, M. L., Devine, J. N., Aronow, M. S., & Gronowicz, G. A. (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, *29*(11), 1563–1572. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.12.001>
- Scholes, S. C., & Unsworth, A. (2009). Wear studies on the likely performance of CFR-PEEK/CoCrMo for use as artificial joint bearing materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *20*(1), 163–170. <https://doi.org/10.1007/s10856-008-3558-3>
- Van Loon, J.-P., Verkerke, G. J., De Bont, L. G. M., & Liem, R. S. B. (1999a). Wear-testing of a temporomandibular joint prosthesis: UHMWPE and PTFE against a metal ball, in water and in serum. In *Biomaterials* (Vol. 20).

- Wang, A., Lin, R., Stark, C., & Dumbleton, J. H. (1999). Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing surfaces for total joint replacements. In *Wear*.
- Zhao, J., Wang, Z., Tian, L., Wan, J., Zong, X., Zhang, S., & Zhao, H. (2023). Study on mechanical properties of Ti-6Al-4 V titanium alloy with different microstructures under combined tension-bending load. *Journal of Alloys and Compounds*, 936, 1–14. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2022.168201>
- Zhou, X., Xu, D., Geng, S., Fan, Y., Liu, M., Wang, Q., & Wang, F. (2021). Mechanical properties, corrosion behavior and cytotoxicity of Ti-6Al-4V alloy fabricated by laser metal deposition. *Materials Characterization*, 179, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2021.111302>