



Facultad de Ciencias de la Salud

Tema:

Estudio comparativo del módulo de elasticidad que presenta la fibra de carbono en comparación al PEEK (Polieteretercetona) como materiales para la confección de subestructuras implantosoportadas.

Trabajo de Titulación para la obtención del Título de Odontólogo

Presentada por:

David Alejandro Regalado Berrú

Tutor:

Dr. Mauricio Aguirre, PhD

Cotutor:

Dra. Ana Armas, PhD

Quito, 2 de Julio de 2021

RESUMEN

Objetivo: Comparar mediante pruebas de flexión el módulo de elasticidad de la fibra de carbono y el PEEK a 2 mm y 1.5 mm de espesor. **Materiales y Métodos:** 20 cuerpos de prueba obtenidos a partir de 1 disco de fibra de carbono (CarbonCad 3D, DEI Italia) y de 1 disco de PEEK (TecnoMed Mineral 95H12, Zirkonzahn) de 2mm y 1.5mm de espesor, fueron subdivididos en 4 grupos (n: 5) y evaluados mediante un ensayo de flexión a tres puntos para determinar el módulo de elasticidad de cada material, los valores obtenidos fueron expresados en Gpa y analizados mediante un T de Student, ANOVA y Tukey. **Resultados:** La estadística descriptiva determinó que el grupo 2 presenta una media de 19.11Gpa, y el grupo 3 una media de 5.31Gpa concernientes al módulo elástico. Los análisis ejecutados consideran las variables largo, ancho, espesor y tipo de material determinaron una diferencia significativa entre las medias del módulo de elasticidad de la Fibra de carbono a 1.5mm muestra una diferencia significativa con los otros grupos ($p = 0,02$). **Conclusiones:** En las condiciones que este estudio fue ejecutado, mediante pruebas de flexión la fibra de carbono, presentó un módulo de elasticidad mayor al PEEK, donde a un espesor de 1.5mm demostró los mejores resultados.

Palabras claves: Fibra de Carbono, Implanto soportada, Módulo de Elasticidad, Polieterecetona.

DECLARACIÓN DE ACEPTACIÓN DE NORMA ÉTICA Y DERECHOS

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

David Alejandro Regalado Berrú

C.I. 1600478018

DEDICATORIA

*A mi padre, quien alentó mis talentos y pulió mi carácter,
enseñándome la importancia del trabajo bien hecho.*

A mi madre, que desde el cielo sigue guiando cada uno de mis pasos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	II
DECLARACIÓN DE ACEPTACIÓN DE NORMA ÉTICA Y DERECHOS	III
RESUMEN	6
ABSTRACT	6
INTRODUCCIÓN	8
MATERIALES Y MÉTODOS	10
RESULTADOS	14
DISCUSIÓN	16
CONCLUSIONES	17
ANEXOS	18
Bibliografía	21

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Figura 1. Diseños digitales de las muestras realizadas mediante el software Blender 2.83.2.	10
Figura 2. Esquema de fresado en el software Zirkonzahn.nesting V10.	11
Figura 3. Fresadora Zirkonzahn M1 Wet.	9
Figura 4. Cuerpos de prueba apoyados en una base de dos soportes a una distancia de 16 mm y flexionada por un elemento de carga.	12
Figura 5. Región lineal que presenta el cuerpo de prueba 1FC.	13
Figura 6. Formula de determinación del módulo elástico.	13
Figura 7. Fórmula para la obtención del momento de inercia.	13

ÍNDICE DE TABLAS

Anexo 1. Tabla de recolección de datos.....	18
Anexo 2. Estadística descriptiva.	19
Anexo 3. Test de Kolmogorov de los 4 grupos de los cuerpos de prueba.	19
Anexo 4. Prueba de T Student.....	19
Anexo 5. Análisis de varianza.....	20
Anexo 6. Prueba Tukey.....	20

ESTUDIO COMPARATIVO DEL MÓDULO DE ELASTICIDAD QUE PRESENTA LA FIBRA DE CARBONO EN COMPARACIÓN AL PEEK (POLIETERETERCETONA) COMO MATERIALES PARA LA CONFECCIÓN DE SUBESTRUCTURAS IMPLANTOSOPORTADAS

David Alejandro Regalado Berrú

daregaladob@estudiantes.uhemisferios.edu.ec

RESUMEN

Objetivo: Comparar mediante pruebas de flexión el módulo de elasticidad de la fibra de carbono y el PEEK a 2 mm y 1.5 mm de espesor. **Materiales y Métodos:** 20 cuerpos de prueba obtenidos a partir de 1 disco de fibra de carbono (CarbonCad 3D, DEI Italia) y de 1 disco de PEEK (TecnoMed Mineral 95H12, Zirkonzahn) de 2mm y 1.5mm de espesor, fueron subdivididos en 4 grupos (n: 5) y evaluados mediante un ensayo de flexión a tres puntos para determinar el módulo de elasticidad de cada material, los valores obtenidos fueron expresados en Gpa y analizados mediante un T de Student, ANOVA y Tukey. **Resultados:** La estadística descriptiva determinó que el grupo 2 presenta una media de 19.11Gpa, y el grupo 3 una media de 5.31Gpa concernientes al módulo elástico. Los análisis ejecutados consideran las variables largo, ancho, espesor y tipo de material determinó una diferencia significativa entre las medias del módulo de elasticidad de la Fibra de carbono a 1.5mm muestra una diferencia significativa con los otros grupos ($p = 0,02$). **Conclusiones:** En las condiciones que este estudio fue ejecutado, mediante pruebas de flexión la fibra de carbono, presentó un módulo de elasticidad mayor al PEEK, donde a un espesor de 1.5mm demostró los mejores resultados.

Palabras claves: Fibra de Carbono, Implanto soportada, Módulo de Elasticidad, Polietereetercetona.

ABSTRACT

Objective: To compare by flexural tests the elastic modulus of carbon fiber and PEEK at 2 mm and 1.5mm of thickness. **Materials and methods:** 20 test bodies obtained from 1 carbon fiber disc (CarbonCad 3D, DEI Italia) and 1 PEEK disc (TecnoMed Mineral 95H12, Zirkonzahn) of 2mm and 1.5mm thickness, were subdivided into 4 groups (n: 5) and evaluated by means of a three-point bending test to determine the modulus of elasticity of each material, the values obtained were expressed in Gpa and analyzed using a T student, ANOVA and Tukey. **Results:** The descriptive statistic determined that group 2 presents a mean of 19.11Gpa, and group 3 an average of 5.31Gpa concerning the elastic modulus. The analyzes carried out consider the variables length, width, thickness and type of material determined a significant difference between the average of the modulus of elasticity of the carbon fiber at 1.5mm shows a significant difference with the other groups ($p = 0.02$). **Conclusions:** Under the conditions that this study was carried out, through flexural tests of carbon fiber, it presented a modulus of elasticity greater than PEEK, where a thickness of 1.5mm showed the best results.

Key words: Carbon Fiber, Elastic Modulus, Implant-supported, Polyetheretherketone.

INTRODUCCIÓN

El edentulismo se caracteriza por ser el resultado final de un proceso multifactorial de enfermedades orales (Felton, 2016; Roberto et al., 2019) que generalmente es solucionado mediante prótesis convencionales, sin embargo el estado de ciertos pacientes requiere la implementación de prótesis híbridas (Unsal et al., 2019), para la elaboración de ellas se emplean estructuras metálicas a manera de núcleo, las cuales son implanto soportadas y buscan el proveer de rigidez a la prótesis, reduciendo el riesgo de fractura de la misma (Menini et al., 2015; Pera et al., 2017), la rigidez es la propiedad encargada de distribuir el estrés de manera más uniforme hacia los implantes (Martin-Fernandez et al., 2018; Menini et al., 2017).

Las estructuras que sirven de sostén a estas prótesis, son regularmente realizadas con aleaciones metálicas como el Cr-Co (Cromo Cobalto) o Titanio (Mai et al., 2018; Maló et al., 2018) que presentan un módulo de elasticidad de 225 Gpa y 107Gpa respectivamente (Gong et al., 2020), lo cual representa una discrepancia con el módulo de elasticidad del tejido óseo equivalente a 18 Gpa, esta diferencia puede causar un blindaje óseo inadecuado al estrés, reabsorción ósea o una fractura del implante (Rahmitasari et al., 2017), otra desventaja de emplear aleaciones metálicas está dada por el desarrollo de hipersensibilidad y alergias (Cekic-Nagas et al., 2018; Zoidis et al., 2016).

El creciente desarrollo de nuevas tecnologías en el campo odontológico, tiene como principal enfoque el emplear materiales los cuales presentan propiedades adecuadas, como la resistencia a la fractura, la biocompatibilidad, y el aislamiento térmico (Ouzer, 2015), en este contexto compuestos de matriz polimérica como la fibra de carbono y el PEEK (Polietereetercetona), se muestran como viables sustitutos de las aleaciones metálicas convencionales (de Araújo Nobre et al., 2020; Rahmitasari et al., 2017).

La fibra de carbono (CF), denominado como un polímero termoplástico reforzado con fibra, donde los refuerzos son fibras de carbono con diámetros entre 5 y 10 μm y una matriz o polímero que actúa como medio de unión el cual generalmente es un epóxico, cuya composición permite a la fibra de carbono ser altamente resistente con un bajo peso en comparación de otros materiales metálicos (Smith, 2018). La fibra de carbono CarbonCad 3D de la marca DEI Italia muestra características similares a las aleaciones de oro, tanto en biocompatibilidad como en capacidad de absorber fuerzas oclusales (Castorina, 2019).

Por su parte la Polieterecetona (PEEK) es un polímero termoplástico semicristalino lineal aromático, el cual está formado por cetonas poliaromáticas, mismas que le brindan una excelente estabilidad térmica y una alta resistencia mecánica, siendo estas características lo que lo convierten en candidato idóneo para reemplazar aleaciones metálicas (Mishra & Chowdhary, 2019; Skirbutis et al., 2018). Las características mecánicas que presenta el PEEK (TecnoMed Mineral, Zirkonzahn), guardan estrecha relación con aquellas que presenta el tejido óseo, lo que representa una ventaja, ya que este material se puede adaptar limitando las complicaciones que representan las fuerzas oclusales excesivas como sería un blindaje óseo inadecuado frente al estrés (Cekic-Nagas et al., 2018).

Frente a lo expuesto, este estudio se propone mediante pruebas mecánicas evaluar el módulo de elasticidad de la fibra de carbono y el PEEK a 2 mm y 1.5 mm de espesor.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se planteó realizar un estudio experimental de tipo *in vitro* mediante el cual siguiendo la norma ISO 178:2019 específica para la determinación de propiedades flexurales de materiales termoplásticos (Han et al., 2019) se emplearon 10 cuerpos de prueba de fibra de carbono y 10 cuerpos de prueba de PEEK, los cuales fueron subdivididos en 2 subgrupos tomando en consideración su espesor. El diseño de los cuerpos de prueba fue realizado mediante el software Blender 2.83.2. (**Figura 1**) y empleado para elaborar un esquema de distribución de fresado en discos de 95mm de diámetro en el software Zirkonzahn.nesting V10. (**Figura 2**) Mediante una fresadora Zirkonzahn M1 Wet de 5 ejes (**Figura 3**) equipada con una fresa diamantada de dos hojas semiesféricas \varnothing 3mm. para conseguir las dimensiones necesarias tanto en longitud, anchura y grosor, fueron fresadas a partir de 1 disco de fibra de carbono (CarbonCad 3D, DEI Italia) 5 cuerpos de prueba de 24x10x2mm y 5 cuerpos de prueba de 24x10x1.5mm. A partir de 1 disco de PEEK (TecnoMed Mineral 95H12, Zirkonzahn) 5 cuerpos de prueba de 24x10x2mm y 5 cuerpos de prueba de 24x10x1.5mm, siendo estas las dimensiones que describe la norma ISO 178:2019. Los cuerpos de prueba fueron medidos con un calibrador digital (CALDI-6MP, Truper) y evaluados visualmente mediante un microscopio óptico (CX-31, Olympus), descartando aquellos que superen las

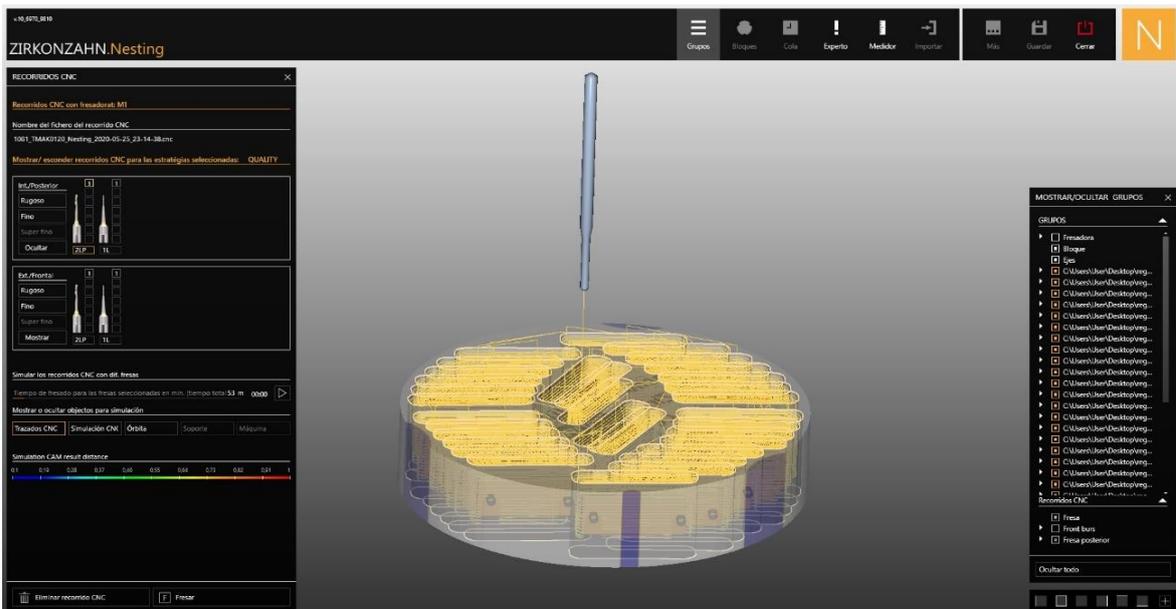


Figura 1. Diseños digitales de las muestras realizadas mediante el software Blender 2.83.2. dimensiones determinadas o presenten evidencia de fractura.

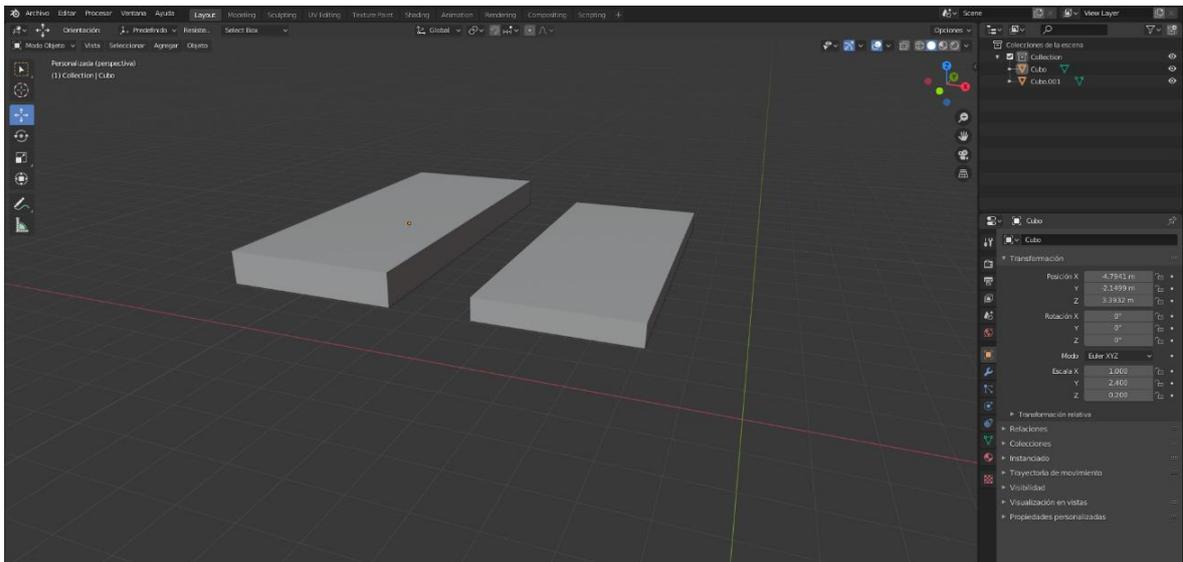


Figura 2. Esquema de fresado en el software Zirkonzahn.nesting V10.



Figura 3. Fresadora Zirkonzahn M1 Wet.

Obtenidos los cuerpos de prueba estos fueron sometidos a un ensayo de flexión a tres puntos, realizado en la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE (Quito-Ecuador) mediante una máquina de ensayos universales (SHIMADZU AGX-50Kn). Según la norma ISO 178: 2019, se estableció una velocidad de ensayo de 1mm/1min para todas las muestras, ya que esta es la velocidad comprendida para muestras con un grosor entre 1mm y 3.5mm. Cada una de las muestras fue apoyada en una base de dos soportes a una distancia de 16 mm y flexionada por un elemento de carga (**Figura 4**), tanto la base como el elemento de carga fueron construidos en acero AISI 1040.

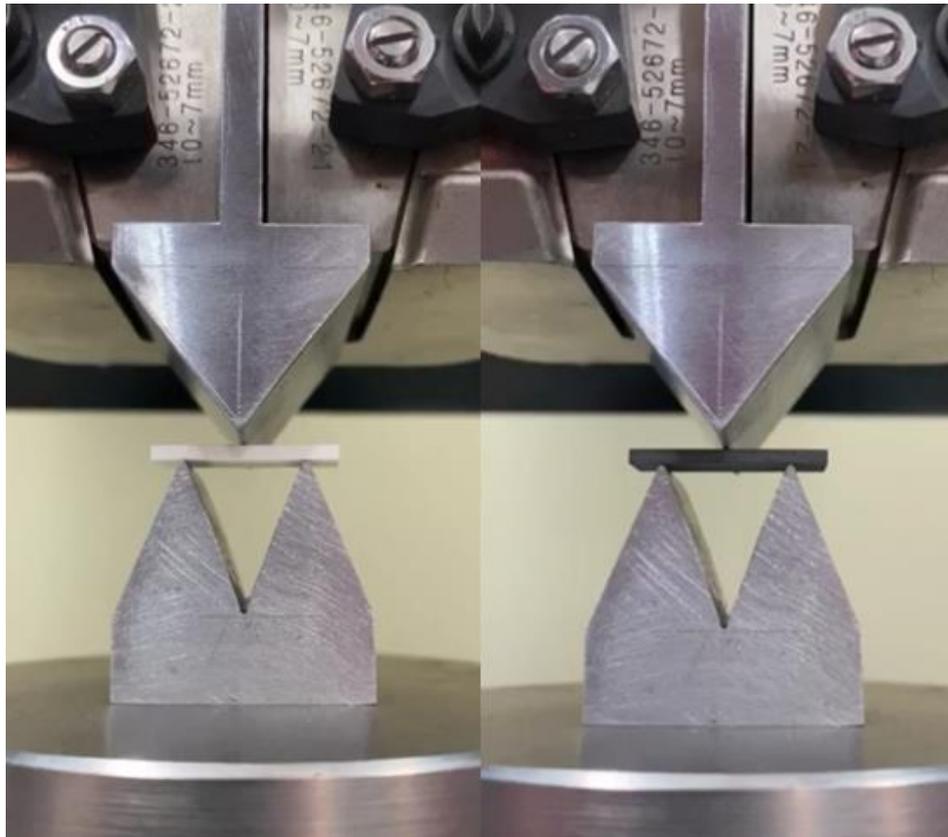


Figura 4. Cuerpos de prueba apoyados en una base de dos soportes a una distancia de 16 mm y flexionada por un elemento de carga.

El módulo de elasticidad fue calculado tomando aleatoriamente dos valores de la región lineal de la curva de fuerza y deformación (**Figura 5**) de cada ensayo realizado, empleando estos valores en la formula (**Figura 6**) donde, P representa el valor de la carga, L^3 la longitud entre los apoyos elevada a la tercera potencia, 48 es un valor constante, y_{max} la deflexión en el centro del cuerpo de prueba e I el momento de inercia.

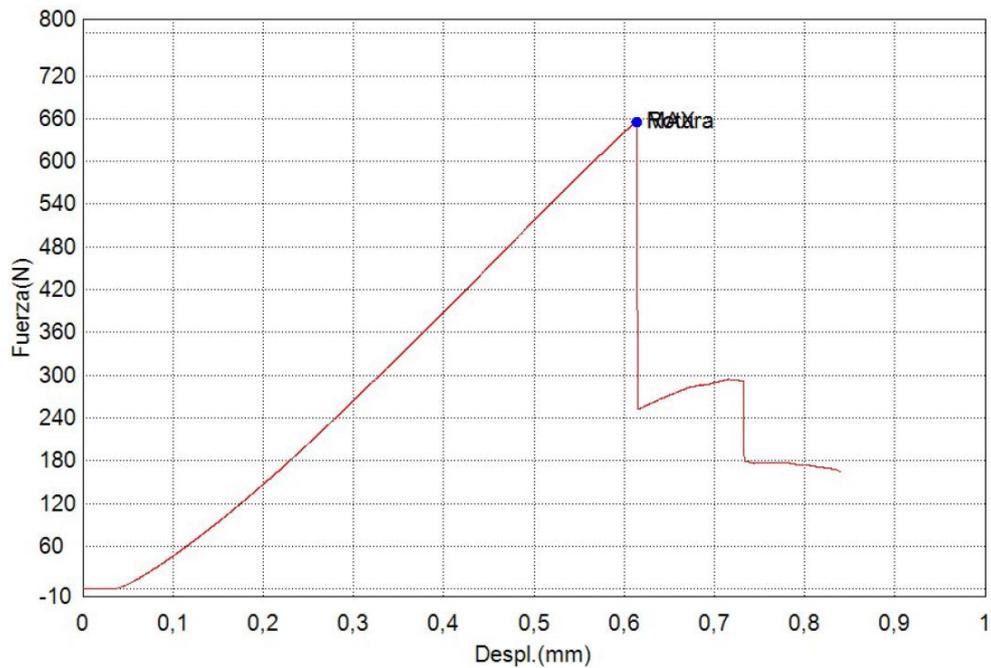


Figura 5. Región lineal que presenta el cuerpo de prueba 1FC.

$$E = \frac{PL^3}{48y_{max}I}$$

Figura 6. Formula de determinación del módulo elástico.

El momento de inercia de cada cuerpo de prueba fue obtenido a partir de la formula (Figura 7). Donde $\frac{1}{12}$ es un valor constante, b representa la base de los cuerpos de prueba y h^3 la altura o ancho elevada a la tercera potencia.

$$I_{x'} = \frac{1}{12}bh^3$$

Figura 7. Fórmula para la obtención del momento de inercia.

Planteándonos, así como hipótesis que la fibra de carbono a un espesor de 1.5 y 2mm presenta un mejor módulo de elasticidad en comparación al PEEK (Polieteretercetona).

RESULTADOS

Obtenidos los datos, fueron agrupados en 4 grupos, considerando largo, ancho, espesor y módulo de elasticidad de cada cuerpo de prueba (**Anexo 1**). Empleando la estadística descriptiva, se calculó la media, mediana, moda y la desviación estándar de cada grupo (**Anexo 2**). El análisis estadístico de los datos se realizó mediante el programa Microsoft Excel mediante los métodos de estadística descriptiva lo que determinó que el grupo 2 presenta una media de 19.11Gpa, el grupo 1 una media de 16.02Gpa, el grupo 4 una media de 6.16Gpa y el grupo 3 una media de 5.31Gpa concernientes al módulo elástico.

Las variables independientes planteadas en este estudio fueron el largo, ancho y espesor. El módulo de elasticidad fue planteado como variable independiente, determinándose que la variable a medir en este estudio es cuantitativa, continua y dependiente. Mediante el programa SPSS fue ejecutado el Test Kolmogorov-Smirnov para verificar si las variables cuantitativas presentaban una distribución normal para determinar si era necesario realizar un test paramétrico o no.

En todos los grupos, el valor de la tabla (**Anexo 3**) es mayor al valor calculado. Lo que determina que la variable del módulo de elasticidad en todos los grupos sigue una distribución normal. Esto determina que podemos utilizar pruebas paramétricas para continuar el análisis estadístico, en este caso utilizamos la T de Student, el análisis de varianza ANOVA y la prueba Tukey.

En la prueba T de Student (**Anexo 4**), comparando ambas medias, con un nivel de significación en un 5% es decir 0,05. Observamos que el valor de p es menor a 0,05 en ambos casos, por ello, indicándonos diferencias entre ambos grupos, en relación a la variable de módulo de elasticidad son estadísticamente significativas.

Para determinar el grupo diferente fue ejecutado el análisis de varianza de los grupos (**Anexo 5**), comparando las medias fijando el nivel de significación en un 5%, es decir 0,05. Determinando que las medias de los grupos analizados son diferentes.

Frente a ello, los grupos fueron comparados entre si observando que las medias sobrepasan al valor HSD (Diferencia Honestamente Significativa) (**Anexo 6**), lo que indica que los grupos tienen medias diferentes; destacándose diferencias entre las medias de los grupos 3 y 4 quienes se muestran con menor valor HSD, pero similares entre sí.

Determinándose una diferencia significativa entre las medias del módulo de elasticidad de la Fibra de carbono a 1.5mm con el resto de grupos (Significancia $p = 0,02$).

DISCUSIÓN

El módulo de elasticidad de los cuerpos de prueba elaborados a base de fibra de carbono a un espesor de 1.5 y 2mm presentaron los valores más altos en comparación al resto de los grupos, dándose cumplimiento a la hipótesis planteada al principio del estudio. Los valores del módulo de elasticidad de la fibra de carbono concuerdan con datos obtenidos en otros estudios (Castorina, 2019). Es así que la fibra de carbono se perfila como un posible sustituto de materiales comúnmente empleados para la fabricación de subestructuras implanto soportadas, debido a su módulo de elasticidad muy similar al que presenta el tejido óseo.

A diferencia de esto el PEEK presenta un módulo de elasticidad inferior a la fibra de carbono y al tejido óseo, lo cual coincide con el valor determinado en literatura preexistente (Han et al., 2019). El PEEK posee características biomecánicas similares al tejido óseo, lo que podría disminuir la pérdida ósea marginal y estimular la osteointegración de los implantes sin embargo el problema recae en su baja resistencia al estrés mecánico y su radiolucidez (Panayotov et al., 2016).

Aquellos materiales que en su capacidad de carga, tienen un módulo de elasticidad similar al tejido óseo (10-18Gpa), se comportan mecánicamente de la misma manera (Cekic-Nagas et al., 2018). Frente a esto, *Menini et al* en su estudio de propiedades mecánicas y biológicas, concluyó que la fibra de carbono puede ser una alternativa a las subestructuras implanto soportadas, debido a que aportan de una buena rigidez estructural a la prótesis, uniforme distribución de cargas hacia los implantes y una biocompatibilidad óptima.(Menini et al., 2017)

Los cuerpos de prueba de fibra de carbono con un espesor de 1.5mm presentaron un mayor módulo elástico en comparación a los cuerpos de prueba de fibra de carbono con un espesor de 2mm, resultado que puede asociarse a las diferentes orientaciones de las fibras de carbono al no ser un material de fibras unidireccionales (Pesce et al., 2019); al ser un estudio *in vitro*, por las características del mismo, está sujeto a limitaciones, sin embargo otras pruebas mecánicas requieren ser ejecutadas para corroborar la eficacia de este material considerando que su aplicación clínica involucraría un medio ambiente con características determinadas con variabilidad de fuerzas.

La literatura revela la gran discrepancia de módulo de elasticidad que existe con materiales regularmente empleados para la confección de subestructuras implanto soportadas como el Cr-Co, Titanio y el tejido óseo (Rahmitasari et al., 2017), en el presente estudio hemos determinado que la fibra de carbono presenta un módulo de elasticidad altamente similar al tejido óseo, que lo hace un material el cual puede ser empleado para la confección de dichas estructuras constituyentes de prótesis implanto soportadas.

CONCLUSIONES

En las condiciones que este estudio fue ejecutado, mediante pruebas de flexión la fibra de carbono, presentó un módulo de elasticidad mayor al PEEK, donde a un espesor de 1.5mm demostró los mejores resultados. Perfilándose la fibra de carbono como una alternativa viable a las subestructuras implanto soportadas tradicionales.

ANEXOS

DIMENSIONES DE LAS PROBETAS						COMPUTO
Material	Dimensiones	N° de probeta	Dimensiones calibradas			Módulo de elasticidad [GPa]
			Largo [mm]	Ancho [mm]	Espesor [mm]	
Fibra de carbono	Grupo 1 24x10x2	FC1	24	9,95	2,00	13,14
		FC2	24	9,96	1,93	15,42
		FC3	24	9,98	1,90	19,84
		FC4	24	9,98	1,89	17,62
		FC5	24	10,00	1,99	14,05
	Grupo 2 24x10x1.5	FC6	24	10,00	1,48	19,17
		FC7	24	10,00	1,44	20,46
		FC8	24	9,97	1,45	20,04
		FC9	24	9,98	1,44	17,37
		FC10	24	9,96	1,45	18,50
PEEK	Grupo 3 24x10x2	P1	24	9,90	1,94	5,81
		P2	24	9,90	1,95	5,44
		P3	24	9,91	2,00	4,73
		P4	24	9,90	1,96	4,85
		P5	24	9,89	1,92	5,73
	Grupo 4 24x10x1.5	P6	24	9,92	1,41	6,34
		P7	24	9,91	1,45	6,16
		P8	24	9,88	1,43	6,12
		P9	24	9,88	1,44	6,34
		P10	24	9,91	1,45	5,83

Material	Módulo de elasticidad [GPa]
Fibra de carbono	17,562
PEEK	5,736

Anexo 1. Tabla de recolección de datos.

Medidas	Módulo de elasticidad Grupo 1	Módulo de elasticidad Grupo 2	Módulo de elasticidad Grupo 3	Módulo de elasticidad Grupo 4
Media	16,02	19,11	5,31	6,16
Mediana	15,42	19,17	5,44	6,16
Moda	-	-	-	-
Desviación estándar	2,73	1,23	0,50	0,21

Anexo 2. Estadística descriptiva.

Grupo	Estadístico	Gl	Sig
Grupo 1 24x10x2,0	0,08181449	5	0,56328
Grupo 2 24x10x1,5	0,02577132	5	0,56328
Grupo 3 24x10x2,0	0,04151736	5	0,56328
Grupo 4 24x10x1,5	0,04399304	5	0,56328

Anexo 3. Test de Kolmogorov de los 4 grupos de los cuerpos de prueba.

	Variable 1	Variable 2
Media	17,5623076	5,7356
Varianza	6,6325548	0,3256
Observaciones	10,0000000	10,0000
Coefficiente de correlación de Pearson	0,0822564	
Diferencia hipotética de las medias	0,0000000	
Grados de libertad	9,0000000	
Estadístico t	14,4310166	
p(T<=t) una cola	0,0000001	
Valor crítico de t (una cola)	1,8331129	
p(T<=t) dos colas	0,0000002	
Valor crítico de t (dos colas)	2,2621572	

Anexo 4. Prueba de T Student.

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	32299,3274	3	10766,4425	171,950092	2,20956E-12	3,238871517
Dentro de los grupos	1001,82022	16	62,6137638			
Total	33301,1476	19				

Anexo 5. Análisis de varianza.

<i>HSD</i>	<i>Multiplicador</i>	<i>MSe</i>	<i>n</i>
2,75280115	4,05	2,30998755	5

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Grupo 1		3,0914517	10,7018066	9,86020263
Grupo 2			13,7932583	12,9516543
Grupo 3				0,84160397
Grupo 4				

Anexo 6. Prueba Tukey.

BIBLIOGRAFÍA

- Castorina, G. (2019). Carbon-Fiber Framework for Full-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Supporting Resin-Based Composite and Lithium Disilicate Ceramic Crowns: Case Report and Description of Features. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 39(2), 175–184. <https://doi.org/10.11607/prd.2964>
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2018). Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dental Materials Journal*, 37(1), 49–58. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-367>
- de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., & Sereno, N. (2020). Hybrid Polyetheretherketone (PEEK)-Acrylic Resin Prostheses and the All-on-4 Concept: A Full-Arch Implant-Supported Fixed Solution with 3 Years of Follow-Up. *Journal of Clinical Medicine*, 9(7), 2187. <https://doi.org/10.3390/jcm9072187>
- Felton, D. A. (2016). Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. *Journal of Prosthodontics*, 25(1), 5–20. <https://doi.org/10.1111/jopr.12350>
- Gong, N., Montes, I., Nune, K. C., Misra, R. D. K., Yamanaka, K., Mori, M., & Chiba, A. (2020). Favorable modulation of osteoblast cellular activity on Zr-modified Co–Cr–Mo alloy: The significant impact of zirconium on cell–substrate interactions. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 108(4), 1518–1526. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34499>
- Han, X., Yang, D., Yang, C., Spintzyk, S., Scheideler, L., Li, P., Li, D., Geis-Gerstorfer, J., & Rupp, F. (2019). Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites Based on 3D-Printing Technology for Orthopedic and Dental Applications. *Journal of Clinical Medicine*, 8(2), 240. <https://doi.org/10.3390/jcm8020240>
- Mai, H. N., Kwon, T. Y., Hong, M. H., & Lee, D. H. (2018). Comparative Study of the Fit Accuracy of Full-Arch Bar Frameworks Fabricated with Different Presintered Cobalt-Chromium Alloys. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/1962514>
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., Sereno, N., & Legatheaux, J. (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(5), 692–702. <https://doi.org/10.1111/cid.12662>
- Martin-Fernandez, E., Gonzalez-Gonzalez, I., Dellanos-Lanchares, H., Mauvezin-Quevedo, M. A., Brizuela-Velasco, A., & Alvarez-Arenal, A. (2018). Mandibular flexure and peri-implant bone stress distribution on an implant-supported fixed full-Arch mandibular prosthesis: 3D finite element analysis. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/8241313>
- Menini, M., Pesce, P., Bevilacqua, M., Pera, F., Tealdo, T., Barberis, F., & Pera, P. (2015). Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(6), 627–630. <https://doi.org/10.11607/ijp.4345>
- Menini, M., Pesce, P., Pera, F., Barberis, F., Lagazzo, A., Bertola, L., & Pera, P. (2017).

- Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering C*, 70, 646–655. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.047>
- Mishra, S., & Chowdhary, R. (2019). PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. In *Clinical Implant Dentistry and Related Research* (Vol. 21, Issue 1, pp. 208–222). Blackwell Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1111/cid.12706>
- Ouzer, A. (2015). The Evolution and Fabrication of Implant-supported Full-arch Hybrid Prostheses. From Conventional Casted Metal to an All-Ceramic Zirconia. *The New York State Dental Journal*, 81(6), 44–49. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26749784>
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. In *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* (Vol. 27, Issue 7, p. 118). Springer New York LLC. <https://doi.org/10.1007/s10856-016-5731-4>
- Pera, F., Pesce, P., Solimano, F., Tealdo, T., Pera, P., & Menini, M. (2017). Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla – a cohort clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(5), 392–397. <https://doi.org/10.1111/joor.12493>
- Pesce, P., Lagazzo, A., Barberis, F., Repetto, L., Pera, F., Baldi, D., & Menini, M. (2019). Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering C*, 102, 186–191. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.04.036>
- Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., & Ichikawa, T. (2017). PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dentistry Journal*, 5(4), 35. <https://doi.org/10.3390/dj5040035>
- Roberto, L. L., Crespo, T. S., Monteiro-Junior, R. S., Martins, A. M. E. B. L., De Paula, A. M. B., Ferreira, E. F., & Haikal, D. S. (2019). Sociodemographic determinants of edentulism in the elderly population: A systematic review and meta-analysis. In *Gerodontology* (Vol. 36, Issue 4, pp. 325–337). Blackwell Munksgaard. <https://doi.org/10.1111/ger.12430>
- Skirbutis, G., Dzingutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G., & Žilinskas, J. (2018). PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. In *Stomatologija* (Vol. 20, Issue 2, pp. 54–58).
- Smith, M. (2018). New developments in carbon fiber. *Reinforced Plastics*, 62(5), 266–269. <https://doi.org/10.1016/j.repl.2017.07.004>
- Unsal, G. S., Erbasar, G. N. H., Aykent, F., Ozyilmaz, O. Y., & Ozdogan, M. S. (2019). Evaluation of stress distribution on mandibular implant-supported overdentures with different bone heights and attachment types: A 3D Finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 45(5), 363–370. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-19-00076>
- Zoidis, P., Papathanasiou, I., & Polyzois, G. (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580–584. <https://doi.org/10.1111/jopr.12325>

