



ARTÍCULO ORIGINAL



**Haroyan, Evelina**  
Licenciada en Odontología URJC. Máster en Ciencias Odontológicas UCM. Doctorando en UCM.

**Del Río Highsmith, Jaime**  
Catedrático de Prótesis de la UCM. Director del especialista en implantoprótesis UCM.

**Antonaya Martín, José Luis**  
Doctor en Odontología UCM. Profesor de Prótesis Bucofacial de la URJC.

Indexada en / Indexed in:

- IME
- IBECs
- LATINDEX
- GOOGLE ACADÉMICO

Correspondencia:

Evelina Haroyan  
eharoyan@hotmail.com  
c/ Rafael de Riego, 45, 1ºB  
28045, Madrid.  
Tel.: 685 511 149

Fecha de recepción: 29 de junio de 2016.  
Fecha de aceptación para su publicación:  
14 de julio de 2016.

Trabajo 2º clasificado Premio Mejor Artículo Universidades de la CAM

## ANÁLISIS IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ESTRUCTURAS DE FIBRA DE CARBONO TERMOCICLADAS

Haroyan, E. Del Río Highsmith, J. Antonaya Martín, JL.

Análisis in vitro de la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono termocicladadas. *Cient. Dent.* 2016; 13; 2: 155-160

### RESUMEN

**Objetivos:** Comparar la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono con estructuras de cobalto-cromo, unidas a resina y tras termociclado.

**Materiales y métodos:** se confeccionaron cinco probetas de fibra de carbono y cinco de cromo-cobalto y se unieron a resina acrílica. Ambas probetas se sometieron a 5000 ciclos de termociclado, permaneciendo durante 30 segundos en saliva artificial entre 5° y 55° C de temperatura entre cada ciclo. Posteriormente se realizó un ensayo por carga en tres puntos hasta producirse fractura de las probetas.

**Resultados:** Dos de las cinco probetas de fibra de carbono presentaron separación de los materiales tras el termociclado. El grupo de fibra de carbono obtuvo valores más bajos en la resistencia a la fractura (305,6 N), mientras que el grupo de cromo-cobalto alcanzó los 664,8 N de media ( $p=0,008$ ).

**Conclusiones:** Dentro de los límites del estudio, la resistencia a la fractura de las probetas de fibra de carbono fue significativamente menor que la de las probetas de cromo-cobalto. Es necesario mejorar las estructuras para poder indicar este material como alternativa al cromo-cobalto en prótesis híbridas implantosoportadas.

### PALABRAS CLAVE

Fibra de carbono; Prótesis híbrida; Prótesis de fibra de carbono; Refuerzo de fibra de carbono.

### IN VITRO RESISTANCE TO FRACTURE TESTING OF CARBON FIBER STRUCTURES AFTER THERMAL CYCLING

### ABSTRACT

**Objective:** To compare the resistance to fracture of carbon fiber and acrylic resin structures and with cobalt-chromium alloy and acrylic resin structures after thermal cycling.

**Material and methods:** Five carbon fiber reinforced acrylic resin and five cobalt-chromium alloy embeded in acrylic resin specimens were fabricated. All specimens were thermal cycled from 5° to 55°C for 5000 cycles with a 30-s dwell time. A three point loading test until fracture of specimens was performed.

**Results:** In two of five specimens separation of carbon fiber from acrylic resin was observed after thermal cycling. The carbon fiber reinforced group presented lower resistance values (305,6 N) while cobalt-chromium group reached an average of 664,8 N ( $p=0.008$ ).

**Conclusions:** Within the limitations of this study, the resistance to fracture of carbon fiber specimens were significantly lower than cobalt-chromium group. More studies and improvement of carbon fiber reinforced resins are necessary in order to be used as alternative material for implant-supported hybrid prosthesis

### KEY WORDS

Carbon fiber; Hybrid prosthesis; Carbon fiber prosthesis; Carbon fiber reinforcement.

## INTRODUCCIÓN

El tratamiento del edentulismo mediante implantes dentales a día de hoy es el tratamiento de elección, gracias al buen pronóstico a largo plazo y a la supervivencia de los mismos. Una buena opción de tratamiento para los pacientes desdentados totales es la prótesis híbrida. Se trata de una prótesis fija para el paciente y fácilmente removible por el profesional, pues es atornillada bien a cabeza de implante o bien sobre pilares. Consta de una mesoestructura metálica (generalmente de cromo-cobalto) y recubrimiento estético formado por acrílico rosa que simula la encía y dientes artificiales acrílicos<sup>1</sup>.

La prótesis híbrida presenta ventajas tales como menor coste de fabricación que la prótesis fija metal-cerámica, requiere menor número de implantes y posee un diseño muy estético. Mientras que su principal desventaja consiste en la unión exclusivamente mecánica entre metal y recubrimiento estético, por lo que puede producirse una separación de estos dos materiales con el uso. Esto es debido principalmente a una unión deficiente entre las aleaciones metálicas y la resina acrílica<sup>2</sup>, a la contracción de los acrílicos<sup>3</sup> y a la diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre éstos y las aleaciones metálicas<sup>4</sup>. Todos estos fenómenos terminan produciendo una microfiltración de fluidos orales, provocando microgaps entre la estructura metálica y la resina tras varios años de uso<sup>5-7</sup>, y finalmente el desprendimiento o fractura de los componentes acrílicos. Además, los pacientes tratados con implantes poseen una propiocepción muy disminuida comparada con los pacientes dentados. Por lo que las cargas masticatorias no se aprecian de manera adecuada y la sobrecarga puede inducir en muchas ocasiones al aflojamiento o fractura de tornillos, del pilar, de la prótesis e incluso del implante<sup>8,9</sup>.

Ante estas desventajas, se han descrito múltiples sistemas de adhesión entre la resina y las aleaciones metálicas, como por ejemplo el método de la sal perdida, perlas de resina, método de chorreado, grabado químico sin poder resolver estos problemas.

Con el desarrollo de nuevos materiales tenemos alternativas a las aleaciones metálicas existentes, como por ejemplo los materiales compuestos con diferentes tipos de fibra<sup>10-13</sup>. (fibra de vidrio, aramida, cuarzo, carbón, entre otros). Uno de los más utilizados en la odontología es la fibra de carbono, cuya aplicación en la prótesis bucofacial comienza en los años setenta. Schreiber<sup>14</sup>, en 1971 confecciona prótesis completas reforzadas con fibra de carbono, mejorando las propiedades de flexión de las resinas acrílicas. Miyari y cols., por otra parte, encuentran que añadiendo fibra de carbono a las prótesis completas superiores éstas mejoraban su resistencia<sup>15</sup>.

La fibra de carbono pertenece al grupo de materiales compuestos y resulta de la combinación de hilos de tejido y de una resina termoestable de tipo epoxi (matriz) que solidifica gracias a un agente endurecedor que une las fibras<sup>16</sup>. Se caracteriza por una elevada resistencia y un buen comportamiento a la fatiga. Posee una buena conductividad térmica y bajo coeficiente de dilatación, además de una alta resistencia química a ácidos y disolventes<sup>17</sup>. Cabe destacar su reducido

peso (13 gr de media) confiriendo al paciente una sensación de ligereza<sup>18</sup>.

Por las propiedades anteriormente citadas junto con la gran biocompatibilidad, la fibra de carbono puede representar una alternativa para la construcción de estructuras de prótesis híbridas implantosoportadas. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es: en primer lugar, observar el comportamiento de las probetas tras termociclado, analizar la resistencia a la fractura de la fibra de carbono recubierta de resina acrílica comparándolas con estructuras de cromo-cobalto y de este modo comprobar si se puede extrapolar a las prótesis híbridas implantosoportadas.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Las probetas se confeccionaron de acuerdo a la normativa pertinente a la determinación de las propiedades de flexión de compuestos plásticos reforzados con fibras UNE-EN ISO 14125:1998, según la cual el material a estudiar debe tener unas dimensiones de 100 mm de largo, 15 mm de ancho y 2 mm de espesor.

Debido al reducido tamaño de la mufla del fabricante, se elaboraron de un tamaño adecuado a la misma. Las 10 probetas se confeccionaron en el laboratorio protésico de Prótesis S.A. (Madrid, España) con los productos de casa comercial DEI ITALIA. Tras la confección de la fibra de carbono, las estructuras se recubrieron de resina acrílica en las mismas proporciones que en una prótesis híbrida real. (70% fibra de carbono y 30% resina acrílica). Las medidas finales de las probetas eran de 50 mm de largo, 15 mm de ancho y 3 mm de grosor. Para la confección de las probetas se recortó un rectángulo de polimetilmetacrilato (PMMA) con las dimensiones de la fibra de carbono (2 mm x 50 mm x 15 mm), se elaboró silicona de adición de la misma casa comercial (DEI, ITALIA) y se colocó dentro de la mufla. Se introdujeron los rectángulos de PMMA en la silicona con el fin de crear el espacio necesario para las probetas. En este espacio se colocó la fibra de carbono necesaria. Para ello, en primer lugar se impregnó el tejido de fibra de carbono con la bioresina de la misma casa comercial y se recortaron 8 capas de tejido de fibra de carbono, con las mismas medidas. La fibra de carbono se colocó en la mufla y se cerró con la contramufla. Se colocó en el horno previamente calentado hasta 80°C y se coció durante 2 horas a esta temperatura. Tras ser recubiertos de acrílico se obtuvieron las probetas finales (Figura 1).

Por otro lado, las probetas de cromo-cobalto se confeccionaron mediante la técnica de colado y fueron recubiertas de resina acrílica al igual que las probetas de fibra de carbono. Estas probetas tenían las mismas dimensiones que las probetas de fibra de carbono.

Las probetas se codificaron con una abreviatura creándose el grupo FC (fibra de carbono) o el grupo experimental y el grupo CrCo (cromo-cobalto) o el grupo control.

**Medición de las probetas.** Todas las probetas se midieron en su largo, ancho y espesor con un micrómetro (Storm, Ag-



Figura 1. La estructura de fibra de carbono.

hasa Turis, Boadilla del Monte, Madrid, España). Se trazó una línea media para marcar el punto equidistante de los dos extremos de las probetas.

**Envejecimiento Artificial.** El envejecimiento artificial se llevó a cabo mediante el termociclado de los especímenes. Antes del termociclado, las muestras permanecieron en saliva artificial durante 24 horas, a 37°C, simulando las condiciones de la cavidad oral. Fueron necesarios 5 litros de saliva artificial que se fabricó en los laboratorios de investigación de la facultad de origen. (La composición de cada litro de saliva artificial se ve reflejado en la tabla 1)

El termociclado se realizó con la máquina de termociclado de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Se llevaron a cabo 5.000 ciclos, equivalentes a 1 año. Los especímenes fueron sometidos a 5° y 55° C de temperatura consecutivamente con una duración 30 segundos en

Tabla 1. COMPOSICIÓN DE UN LITRO DE SALIVA ARTIFICIAL (GR/L)

0.906 gr de CaCl <sub>2</sub> · 2 H <sub>2</sub> O	(Cloruro cálcico dihidratado)
0.690 gr NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> · 2 H <sub>2</sub> O	(Fosfato sódico monobásico dihidratado)
0.005gr Na <sub>2</sub> S · 9 H <sub>2</sub> O	(Sulfuro sódico nanohidratado)
0.4 gr KCl	(Cloruro potásico)
0.4gr NaCl	(Cloruro sódico)
1 gr de urea	
Con un pH:7	



Figura 2. Empujador de la máquina de ensayos.

cada ciclo. Las muestras permanecieron fuera de los baños de saliva artificial durante 2 segundos en cada ciclo<sup>19</sup>. Tras el termociclado, permanecieron en saliva artificial hasta la realización de los ensayos<sup>19</sup>.



Figura 3. Probeta separada tras termociclado.

**Realización de los ensayos.** Las pruebas de flexión se llevaron a cabo en el laboratorio de EuroOrtodoncia S.L (Alcorcón, Madrid), mediante la máquina de ensayos universal Zwick/Roell modelo BTI-FR2.5TS.D14, calibrada en Marzo de 2015. La célula de carga es de tipo KAF-TC, y alcanza una capacidad de 2,5 KN. Se realizó un ensayo por carga en tres puntos, que consiste en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas. Para ello, se utilizó un soporte de 32 mm y la punta del empujador se colocó en la línea media de los especímenes (Figura 2).

La carga se aplicó de forma vertical y en el centro de la probeta, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible. El punzón se movió a una velocidad de 5 mm/min hasta entrar en contacto con la probeta, a partir de este momento, la velocidad del punzón cambió a 1 mm/min. La fuerza aplicada en un primer momento fue de 0.2 Newton (N), aumentando ésta hasta producirse fractura. Las probetas se cargaron hasta notar la primera fractura de la resina acrílica, coincidiendo con el salto en la gráfica que indicaba que el punzón dejaba de encontrar resistencia. Los resultados fueron recogidos por el ordenador, mediante un programa informático (Test Expert II) y se obtuvieron las curvas de tensión/deformación. Se obtuvieron 10 medidas de fuerza expresadas en Newton.

**Tratamiento de los datos.** Las variables planteadas en el estudio fueron el material con que se confeccionaron las estructuras: grupo de fibra de carbono y grupo de cromo-cobalto (variable independiente) y la resistencia a la fractura (variable dependiente).

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 22.0 para Windows (IBM SPSS, 2013), mediante los métodos de estadística descriptiva e inferencial. Se realizó el test Test de Kolmogorov-Smirnov para determinar si las variables cuantitativas presentaban una distribución normal. Dado que las variables no provienen de una distribución normal, el test que se realizó no fue paramétrico. La prueba estadística utilizada fue la prueba de Mann-Whitney para la comparación de la media de una variable cuantitativa entre dos grupos.

## RESULTADOS

Tras el termociclado, dos de las cinco probetas del grupo FC presentaron separación de la fibra de carbono del acrílico en alguna zona del espécimen (Figura 3). Ninguna probeta del grupo de Cr-Co presentó separación de los materiales tras termociclado.

**Estadística descriptiva:** El grupo de fibra de carbono fue el que obtuvo los valores más bajos en la resistencia a la fractura que el grupo de cromo-cobalto (Tabla 2).

**Estadística inferencial:** El test U de Mann-Whitney puso de manifiesto que existieron diferencias estadísticamente significativas al 95% de intervalo de confianza (Mann-Whitney  $p=0,008$ ) entre el grupo de la fibra de carbono (305,60) y el grupo de cromo-cobalto (664,80) para la resistencia a la fractura.

Tabla 2. Medias (en N) y desviaciones estándar (D.E) de la resistencia a la fractura de los dos materiales estudiados. FC= FIBRA DE CARBONO, CR-CO= CROMO-COBALTO

GRUPO	MEDIA(N)	D.E
FC	305,60	75,989
Cr-Co	664,80	176,357

## DISCUSIÓN

En los años ochenta, con el fin de reducir el grosor de la porción palatina de las prótesis completas, se empieza a investigar la fibra de carbono como refuerzo de la resina acrílica. Schreiber es el primer autor en añadir un refuerzo de fibra de carbono a las resinas acrílicas, aumentando un 50% la resistencia a la flexión respecto a las resinas convencionales<sup>14</sup>. Tras observar estos resultados, confecciona prótesis completas con refuerzo

de fibra de carbono, señalando que el color negro de éstas es un gran inconveniente, aunque no presentan ningún tipo de fractura o desprendimiento durante los 8 meses de seguimiento.

Así mismo, Miyari y cols., encuentran que añadiendo a las prótesis completas superiores un tejido de fibra de carbono de 0,7 mm de grosor, mejoraban un 10% la resistencia<sup>15</sup>. Cabe destacar que en la literatura científica no se encontraron estudios con fibra de carbono pura unida a la resina, si no que refuerzos de fibra dentro del acrílico, por lo tanto resulta difícil comparar los resultados y extrapolar a otros estudios similares.

En el presente trabajo de investigación, el grupo de fibra de carbono presentó separación de las dos partes, coincidiendo con varios estudios similares: Ekstrand y Ruyter encuentran que la fibra de carbono tras absorber agua presentan una menor adhesión de las fibras a la matriz del polímero y por tanto peores propiedades de flexión<sup>20</sup>. Segerström y cols., también coinciden con estos resultados, y afirman que los polímeros reforzados con fibra de carbono sometidos a termociclado empeoran sus propiedades de flexión<sup>21</sup>. Sin embargo, Uzun y cols., encuentran resultados diferentes: la absorción al agua no afecta significativamente a las propiedades del material reforzado con fibra<sup>12</sup>. Los resultados obtenidos en cuanto al termociclado ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos. Estas diferencias pueden ser atribuidas a diversos factores como el diseño de las probetas, ensayos realizados o las propiedades de los materiales empleados.

Ekstrand, Björk y Ruyter son pioneros en el diseño de las prótesis híbridas implantosoportadas de resina acrílica y reforzadas con fibra de carbono<sup>20-23</sup>. En este estudio in vitro el grupo de fibra de carbono presentó peores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura que el grupo de cromo-cobalto. Estos resultados no coinciden con los resultados de Ekstrand y Ruyter, quienes llegan a la conclusión de que el PMMA reforzado con fibra de carbono utilizado en este tipo de rehabilitaciones mejoran las propiedades mecánicas, aumentando la resistencia a la flexión de los mismos, además, disminuye la contrac-

ción de polimerización y la absorción de agua por parte del acrílico<sup>20,21</sup>. Segerström y Ruyter coinciden con estos resultados, afirmando que la resina acrílica reforzada con fibra de carbono hasta un 47% de su peso mejora las propiedades mecánicas de la misma<sup>21</sup>. Sin embargo, Bergendal y cols., en su estudio encuentran que aunque las prótesis híbridas reforzadas con fibra de carbono tienen una tasa de supervivencia de un 70% a los 3,5 años, sus propiedades mecánicas no son satisfactorias y deben ser mejoradas<sup>24</sup>.

La incongruencia en los resultados puede deberse a diferentes factores, como podría ser el diseño del estudio, la metodología empleada, o el hecho de que en este estudio no se analice exactamente el refuerzo del acrílico, si no su unión a la fibra de carbono.

## CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro:

1. El grupo de fibra de carbono presentó separación de los materiales mientras que el grupo de cromo-cobalto permaneció intacto tras el termociclado.
2. La resistencia a la fractura de las probetas del grupo de fibra de carbono es significativamente menor que las probetas de cromo-cobalto.
3. Por lo tanto, se deben realizar más estudios in vitro para poder indicar este material como una alternativa a la aleación de cromo-cobalto en mesoestructuras de prótesis híbridas.

## AGRADECIMIENTOS

La autora quiere expresar sus agradecimientos al laboratorio Prótesis S.A. por la confección de las probetas, al laboratorio Euroortodoncia S.L. por la realización de los ensayos y al Ingeniero de Telecomunicaciones, César Corbacho Sánchez.



## BIBLIOGRAFÍA

1. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. Madrid: Ed. Elsevier-Mosby. 2006.
2. Rivero González MA, del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga JA, Celemín Viñuela A. Preguntas y respuestas en implantoprótesis. Madrid: Ed.Pues, 2009.
3. Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ªed. Madrid: Ed.Elsevier, 2004.
4. Strygler H, Nicholls JI, Townsend JD. Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for casts restorations. J Prosthet Dent 1991;65:733-9.
5. Jacobson TE, Chang JC. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy.J Prosthet Dent 1988;60(5):570-6.
6. Lawson JR. Alternative alloys for resin-bonded retainers. Prosthet Dent. 1991;65:97-9.
7. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. J Oral Rehabil 1999; 26(6):475-8
8. Keller D, Hammerle CHF, Lang NP. Threshold for tactile sensitivity perceived with dental implant remain unchanged during a healing fase of 3 months. Clin Oral Implant Res :7:48-54.1996.
9. Hammerle CHF, Wagner D, Bragger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. Clin Oral Implant Res 1995 ;6(2):83-90.
10. Narva KK, Lassila LV, Valittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. Dental Mater 2005; 21:421-428.
11. Vallitu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. J Prosthodont 1996; 5(4):270-6.
12. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. J Biomater Appl 2003; 17(4):277-86.
13. Kamble VD, Parkhedka RD, Mowade TK. The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. J Adv Prosthodont 2012; 4(1): 1–6.
14. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. Br Dent J 1971;130:29-30.
15. Miyari H, Nagai M, Takayama Y. Application of carbon-fiber (CF)- cloth reinforcement to upper complete denture base. Bull Tokyo Med Dent Univ 1983; 30(4) 109-17.
16. Miravete A y cols. Materiales compuesto, Vol I. Madrid: Ed. Reverte, 2003.
17. Besednjak Dietrich A. Materiales compuestos. Procesos de fabricación de embarcaciones. Barcelona: Ed. UPC, 2005.
18. <http://www.deiitalia.it/> DEI Italia. (Dream Frame)
19. Giampaolo ET, Jorge JH, Machado AL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on microleakage between hard chairside relines and denture base acrylic resins. Gerodontology 2011; 28(2):121-6.
20. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber-reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. J Biomed Mater Res 1987; 21: 1065– 1080.
21. Segerström S, Ruyter IE. Mechanical and physical properties of carbon-graphite fiber-reinforced polymers intended for implant suprastructures. Dent Mater 2007;23:1150–1156.
22. Ruyter IE, Ekstrand K. Implant-fixed dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). J Phys D Appl Phys 1987; 20: 303–305.
23. Björk N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). Biomaterials 1986; 7: 73–75.
24. Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate) prostheses. A longitudinal multicenter study. Clin Oral Implants Res 1995;6:246-53.