

Propiedades mecánicas de una prótesis híbrida fabricada con polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®

Juan David Panesso Satizabal
 Pablo Felipe Sandoval Lopez¹
 Edgar Hernán Meneses Silva²
 Gloria Judith Herrera Lara³
 Alejandra Marleth Ordoñez Molina⁴
 Julián Andrés Tamayo Cardona⁵

Resumen

Objetivo: Evaluar la resistencia flexural, la deformación máxima y el modo de fractura de prótesis híbridas fabricadas con barra de Trilor® en extensiones distales de 7 mm y 10 mm, y en la zona anterior. **Métodos:** Estudio experimental in vitro. Se fabricaron cuatro prótesis híbridas mandibulares mediante tecnología CAD/CAM con barra de Trilor® y recubrimiento de resina acrílica termopolimerizable (Veracril®), divididas en dos grupos según la longitud del voladizo distal: 7 mm (n = 2) y 10 mm (n = 2). Las prótesis se confeccionaron sobre un modelo maestro estandarizado con cuatro implantes (zona 32, 34, 42, 44) y se sometieron a 5000 ciclos de termociclado (5°–55 °C). Las pruebas de resistencia flexural se realizaron en tres puntos (derecho, izquierdo y centro) mediante una máquina universal Tinius Olsen H50-KS, registrando fuerza máxima (N), esfuerzo (MPa) y deformación (%). **Resultados:** Los voladizos de 10 mm soportaron mayores esfuerzos máximos (hasta 90 MPa) frente a los de 7 mm (hasta 60 MPa); sin embargo, los voladizos de 7 mm mostraron mayor capacidad de deformación (hasta 1000%) en comparación con los de 10 mm (hasta 500%). Las fuerzas máximas registradas oscilaron entre 997 N y 2564 N según el punto y grupo evaluados. Se observaron episodios de descementación de aditamentos durante los ensayos, sin fractura de la barra en ningún espécimen. **Conclusión:** Trilor® exhibió un comportamiento biomecánico favorable en extensiones de hasta 10 mm, con distribución eficiente de fuerzas y ausencia de fractura estructural. Las principales complicaciones fueron de naturaleza adhesiva. Se requieren estudios clínicos controlados con mayor tamaño muestral para consolidar la evidencia.

Palabras clave: resistencia a la flexión, prótesis dentales implantosoportadas, Trilor®, polímero reforzado con fibra de vidrio, CAD/CAM, rehabilitación oral.

Mechanical properties of a hybrid prosthesis fabricated with a glass fiber-reinforced polymer Trilor®

Abstract

Objective: To evaluate the flexural strength, maximum deformation, and fracture mode of hybrid prostheses fabricated with a Trilor® bar at 7 mm and 10 mm distal extensions and in the anterior region. **Methods:** In vitro experimental study. Four mandibular hybrid prostheses were fabricated by CAD/CAM with a Trilor® bar and thermopolymerizable acrylic resin (Veracril®), divided into two groups by cantilever length: 7 mm (n = 2) and 10 mm (n = 2). Prostheses were built on a standardized master model with four implants (positions 32, 34, 42, 44) and subjected to 5000 thermocycles (5°–55 °C). Flexural strength tests were performed at three points (right, left, center) using a Tinius Olsen H50-KS universal testing machine, recording maximum force (N), stress (MPa), and strain (%). **Results:** The 10 mm cantilevers withstood higher maximum stresses (up to 90 MPa) than 7 mm cantilevers (up to 60 MPa); however, 7 mm cantilevers showed greater deformation capacity (up to 1000%) compared to 10 mm ones (up to 500%). Maximum forces ranged from 997 N to 2564 N depending on the point and group. Abutment debonding episodes occurred during testing, with no bar fracture recorded in any specimen. **Conclusions:** Trilor® demonstrated favorable biomechanical behavior for extensions up to 10 mm, with efficient force distribution and no structural fracture. The main complications were adhesive in nature. Controlled clinical studies with larger sample sizes are needed to consolidate the evidence.

Keywords: flexural strength, implant-supported dental prostheses, Trilor®, glass fiber-reinforced polymer, CAD/CAM, oral rehabilitation.

Recibido: Nov 2024, Aceptado: Dic 2024, Publicado: Dic 2024

Citación:

Panesso JD, Sandoval PF, Meneses EH, Herrera GJ, Ordoñez AM, Tamayo JA. Propiedades mecánicas de una prótesis híbrida fabricada con polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®. *Journal Odont Col.* 2024;17(34):23-32

1. Residentes de Especialización en Rehabilitación Oral, Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC., Cali
2. Especialista en Rehabilitación Oral. Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC., Cali
3. Especialista en Ortodoncia, Ortopedia Maxilar y Rehabilitación Oral. Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC., Cali
4. Odontóloga, Mágister en Epidemiología. Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC., Cali
5. Estadístico, Mágister en Logística Institución Universitaria Colegios de Colombia - UNICOC., Cali

Autor responsable de correspondencia: Gloria Judith Herrera Lara
 Correo electrónico: gherrera@unicoc.edu.co



Introducción

Las rehabilitaciones de arco completo implantosoportadas se han consolidado como una opción terapéutica confiable para pacientes con pérdida dental total(1). Una prótesis híbrida implantosoportada es una rehabilitación fija indicada para pacientes completamente edéntulos que emplea estructuras de materiales biocompatibles (metálicas, polímeros reforzados con fibra o resinas) sostenidas por múltiples implantes distribuidos en el maxilar o la mandíbula (2). Fabricadas habitualmente mediante sistemas CAD/CAM, ofrecen mejor precisión y distribución de las fuerzas masticatorias. Sin embargo, el éxito a largo plazo depende de una planificación precisa que integre los aspectos quirúrgicos y protésicos de la rehabilitación (3).

Los avances en tecnología digital han ampliado la variedad de materiales disponibles para la fabricación de prótesis dentales fijas implantosoportadas (PDFIS). El fresado CAD/CAM facilita la producción de estructuras complejas con mayor precisión, incluyendo polímeros de alto rendimiento (4). Las prótesis híbridas en voladizo para arco completo constituyen una opción efectiva, con altas tasas de supervivencia en pacientes edéntulos totales que enfrentan espacios protésicos amplios, pérdida ósea considerable e insuficiente soporte de tejidos blandos (5–7).

Las estructuras metálicas convencionales presentan un módulo elástico de 237 GPa, lo que determina una alta rigidez que transmite directamente las fuerzas al hueso y puede derivar en complicaciones biológicas y mecánicas: aflojamiento de tornillos, pérdida ósea periimplantaria y fractura de componentes protésicos (8–12). Como alternativa, materiales como los composites reforzados con fibra de vidrio (FRC), la fibra de carbono, el PEEK y el PEKK (con módulos elásticos de 18,8 y 26 GPa, respectivamente) absorben la energía masticatoria, reduciendo el estrés sobre el hueso periimplantario y ganando popularidad para mesoestructuras fabricadas mediante técnica sustractiva CAD/CAM (8).

Trilor® es un tecnopolímero FRC compuesto por una resina termoendurecible y refuerzo multidireccional de fibra de vidrio, con un módulo elástico de 26 GPa. A pesar de su aplicación creciente en rehabilitación implantosoportada, la evidencia publicada sobre su comportamiento mecánico en prótesis de arco completo con voladizos distales es escasa. El objetivo del presente estudio fue evaluar las propiedades mecánicas (resistencia flexural, deformación máxima y modo de fractura) de prótesis híbridas fabricadas con barra de Trilor® en extensiones distales de 7 mm y 10 mm, y en la zona anterior, con el propósito de aportar evidencia sobre su viabilidad clínica.

Materiales y métodos

Se realizó un estudio experimental in vitro con parámetros controlados en laboratorio. El modelo maestro fue fabricado con acrílico de autocurado (NOVACRIL®, New Stetic),

recreando la encía con cera rosada y una matriz de Gingifast® (Zhermack). Se posicionaron cuatro pilares Multi-Unit estándar de 3,75 mm (MIS®) en las posiciones 32, 34, 42 y 44, emulando una situación clínica real. Se marcaron puntos de referencia en resina para facilitar el escaneo digital y el diseño de las barras.

Fabricación de las prótesis

Se fabricaron cuatro prótesis híbridas mandibulares con voladizos distales, divididas en dos grupos según la longitud del voladizo: Grupo 1 (7 mm, n = 2) y Grupo 2 (10 mm, n = 2). Los criterios de inclusión exigieron que las prótesis presentaran dimensiones estándar y estuvieran libres de defectos constructivos; se excluyeron las rehabilitaciones con fallos o imperfecciones visibles. (Figura 1)



Figura 1. Colocación de implantes para prótesis híbrida sobre modelo maestro.

Para cada grupo se realizó un enfilado dental con dientes artificiales Biodent® (referencia 3M y 30L, color A2), utilizando matrices de silicona (Protesil® Labor, Vannini Dental Industry) para estandarizar la morfología. Los modelos de enfilado fueron digitalizados con un escáner de laboratorio UP 3D 300E® y los archivos STL se emplearon para el fresado de las barras de Trilor® mediante CAD/CAM por un técnico capacitado por el fabricante. (Figura 2)

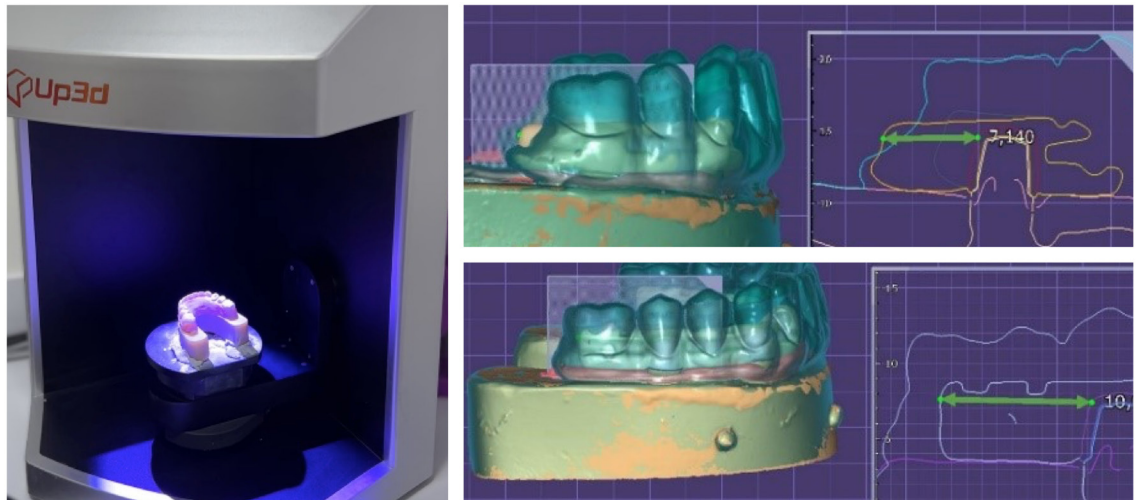


Figura 2. Digitalización, diseño, enfilado y producción de prótesis híbrida.

El recubrimiento de encía protésica se realizó con resina acrílica termopolimerizable Veracril® (New Stetic S.A.) mediante mufla protésica e inyección. El proceso de curado se

completó en microondas, y los excesos se eliminaron con fresas manuales y electropulidora con felpa.

Cementación de los T-base

Los aditamentos T-Base (Titanio) se cementaron sobre los pilares Multi-Unit mediante el siguiente protocolo: microarenado con óxido de aluminio (Al_2O_3 , 50 micras, 2 bar, 10 mm); limpieza con alcohol isopropílico; aplicación de silano (Bi-Silano™, Bisco®, 3 min); imprimación del T-Base con Z-prime™ (Bisco®); y cementación con cemento dual Duo-link™ (Bisco®). (Figura 3)

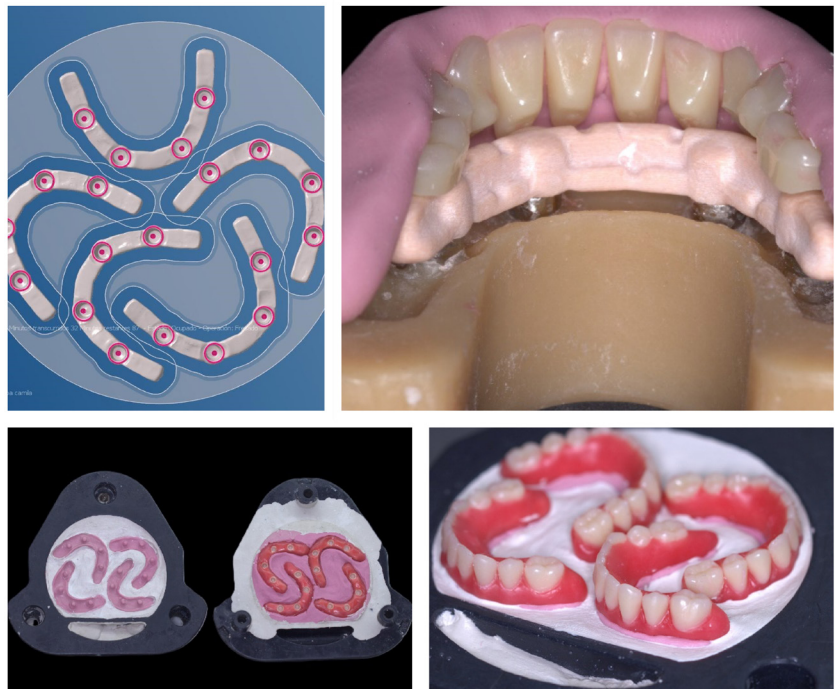


Figura 3. Digitalización, diseño, enfilado y producción de prótesis híbrida.

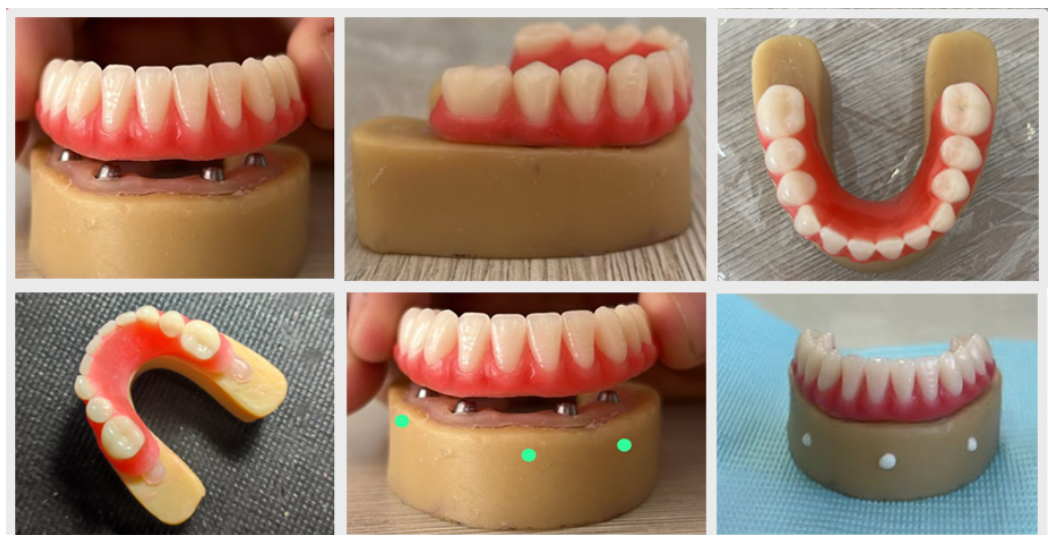


Figura 4. Colocación de implantes para prótesis híbrida sobre modelo maestro.

Termociclado

Las cuatro prótesis se sometieron a envejecimiento artificial acelerado mediante termociclado en el laboratorio certificado de química de la Universidad Nacional. Los especímenes fueron embalados en bolsas herméticas con saliva artificial (Salivar® NF, Farpag) y sometidos a 5000 ciclos con los siguientes parámetros: temperatura 5° y 55 °C; tiempo de exposición 30s; tiempo de transferencia 10s.

Prueba de flexión

Los ensayos mecánicos se realizaron en el laboratorio certificado de ingeniería de materiales de la Universidad del Valle. Cada prótesis fue montada sobre una base metálica diseñada específicamente, con un punzón de acero AISI 1045 (1"×75 mm, punta tipo pala 5×1mm) conectado a una máquina universal de ensayo Tinius Olsen H50-KS. La carga se aplicó en el surco central del último molar de tres posiciones: derecha (D), izquierda (I) y centro (C).

Los cuerpos de muestra se denominaron: 7A, 7B (voladizo 7 mm) y 10A, 10B (voladizo 10 mm). Las variables registradas automáticamente fueron fuerza máxima (N), esfuerzo (MPa) y deformación (%). Durante los ensayos se documentaron los incidentes mecánicos (descementación, fracturas parciales). El tamaño muestral se calculó con base en el estudio de Haroyan et al. (13), quienes evaluaron la resistencia a la fractura de rehabilitaciones con estructura de fibra de carbono.

Resultados

Comportamiento esfuerzo-deformación

Las curvas esfuerzo-deformación mostraron un comportamiento no lineal en todos los especímenes: fase elástica inicial, alcance de un pico máximo de esfuerzo y descenso progresivo posterior, indicativo del inicio del daño estructural. Las prótesis con voladizo de 10 mm soportaron mayores esfuerzos máximos (hasta 90 MPa) que las de 7 mm (hasta 60 MPa). Sin embargo, las de 7 mm toleraron mayor deformación (hasta 1000%) frente a las de 10 mm (hasta 500%), lo que refleja una mayor flexibilidad del sistema con voladizos más cortos.

Resultados por punto de aplicación

Con respecto a valores de esfuerzo (MPa) y deformación (%) según el punto de aplicación y el tipo de fractura registrada para cada grupo, se observaron diferencias en la distribución de cargas entre los puntos derecho, izquierdo y centro, atribuibles a variaciones en la geometría de los voladizos. (Tabla 1)

Fuerza máxima por espécimen

La fuerza máxima (N) registrada en cada punto para los cuatro especímenes evaluados

fueron los siguientes: En el espécimen 7A, la fuerza máxima en el punto C fue de 2564 N, en el punto I de 1458 N y en el punto D de 1866 N. Para el espécimen 7B, el punto I registró 1021 N, el punto D 1550 N y el punto C 1458 N. En el espécimen 10A, el punto D registró 1800 N, el punto I 997 N y el punto C 1840 N. Para el espécimen 10B, el punto C alcanzó 2115 N, el punto D 1562 N y el punto I 1390 N. (Tabla 2)

Tabla 1. Esfuerzo (MPa) y deformación (%) por punto de carga y tipo de fractura según longitud del voladizo

		7mm		10mm	
		Esfuerzo	Deformación %	Esfuerzo	Deformación %
Centro	Fractura Superficial Diente	21,8	347,1	24,5	252,9
	Fractura Completa Diente	19,1	451,5	23,1	277,5
	Fractura Recubrimiento	42,8	874,6	58,9	616,7
	Fractura Barra	29,5	1054,0	42,0	951,3
Derecho	Fractura Superficial Diente	36,6	433,1	40,2	462,5
	Fractura Completa Diente	36,6	433,1	36,1	481,0
	Fractura Recubrimiento	26,1	610,8	37,5	493,4
	Fractura Barra	20,9	624,7	38,2	499,6
Izquierdo	Fractura Superficial Diente	25,9	168,8	24,8	394,6
	Fractura Completa Diente	24,0	185,5	36,5	672,1
	Fractura Recubrimiento	23,0	224,3	36,5	672,1
	Fractura Barra	19,9	235,4	36,5	672,1

Valores representativos obtenidos de los cuatro cuerpos de muestra (7A, 7B, 10A, 10B) en tres puntos de carga

Tabla 2. Fuerza máxima (N) por espécimen y punto de carga

Especimen	Punto derecho (N)	Punto izquierdo (N)	Punto centro (N)
7A	1866	1458	2564
7B	1550	1021	1458
10A	1800	997	1840
10B	1562	1390	2115

7A y 7B: voladizo 7 mm; 10A y 10B: voladizo 10 mm.

Durante la evaluación del espécimen 10A se observó la descementación parcial del T-Base anterior (zona 42) al aplicar carga en el punto D, y descementación completa de los aditamentos anteriores al continuar con el punto I, con movimiento basculante de la prótesis. En el espécimen 7A, la carga en el punto C alcanzó 405 N antes de producirse la descementación de los aditamentos posteriores (zonas 34 y 44) y la fractura del tornillo del análogo Multi-Unit en la zona 32. No se registró fractura de la barra de Trilor® en ninguno de los cuatro especímenes.

Discusión

Los resultados del presente estudio demuestran que las barras de Trilor® presentan un comportamiento biomecánico favorable en prótesis híbridas con voladizos de hasta 10 mm, sin registrar fractura de la mesoestructura en ninguno de los especímenes evaluados. Estos

hallazgos concuerdan con los de Menini et al. (4), quienes destacaron la capacidad de los polímeros de alto rendimiento FRC para absorber la energía masticatoria y reducir el estrés periimplantario.



Figura 5. Fracturas y fallas presentadas en las estructuras de prótesis híbrida en voladizos (D, I y C).

En comparación con las estructuras metálicas de cobalto-cromo, que presentan un módulo elástico de 237 GPa frente a los 26 GPa de Trilor®, las barras de este polímero permiten una distribución más fisiológica de las fuerzas oclusales, lo que puede traducirse en menor resorción ósea periimplantaria.(8,13,14) No obstante, para voladizos superiores a 13 mm, las estructuras metálicas siguen ofreciendo mayor rigidez y capacidad de soporte ante cargas oclusales elevadas, en concordancia con lo reportado por Delucchi et al.(3)

Al comparar Trilor® con las barras de fibra de carbono, ambos materiales exhiben ventajas similares en términos de biocompatibilidad y absorción de fuerzas. Pera et al. (14) y

Menini et al. (15) evidenciaron tasas aceptables de supervivencia con barras de fibra de carbono en rehabilitaciones de carga inmediata maxilar; sin embargo, estos autores también reportaron complicaciones adhesivas entre la barra y los materiales de recubrimiento, problemática igualmente observada en el presente estudio con Trilor®.

La descementación de los aditamentos T-Base constituyó la principal complicación mecánica registrada. Este fenómeno puede atribuirse a la combinación de fuerzas que superan la capacidad adhesiva en las extensiones distales y a las diferencias en los coeficientes de expansión térmica entre Trilor® y la resina acrílica de recubrimiento, factores que favorecen la aparición de microgrietas interfaciales. Gama et al. (16) y Menini et al. (17) han señalado que la adhesión a polímeros de alta prestación sigue siendo un desafío, y que las técnicas de silano y primado mejoran la retención pero no la eliminan por completo.

La variabilidad en la fuerza máxima según el punto de aplicación (D, I, C) y la longitud del voladizo sugiere que la geometría del voladizo y la distribución de la carga son factores determinantes en el comportamiento mecánico. Los voladizos de 10 mm mostraron mayor rigidez (menores deformaciones) y mayor resistencia al esfuerzo, mientras que los de 7 mm presentaron mayor flexibilidad, lo que puede ser ventajoso en situaciones clínicas donde se prioriza la amortiguación de impactos sobre la rigidez estructural.

El reducido tamaño muestral ($n = 4$) es la principal limitación del estudio, lo que impide establecer comparaciones estadísticas y generalizar los resultados. Estudios futuros deben incrementar el número de especímenes, incluir diferentes longitudes de voladizo y evaluar el comportamiento bajo carga cíclica a largo plazo, tal como proponen Cascos-Sánchez et al. (18) y Bechir et al. (19).

Conclusiones

- Comportamiento biomecánico favorable de Trilor®: Las barras de Trilor® mostraron una distribución más eficiente de las fuerzas oclusales debido a su elasticidad, sin registrar fractura de la mesoestructura en ninguno de los cuatro especímenes, lo que contribuye a una reducción en la absorción ósea periimplantaria comparada con barras metálicas más rígidas. Lo anterior respalda la viabilidad como alternativa a las estructuras metálicas en voladizos de hasta 10mm.
- Resistencia adecuada para voladizos cortos y medios: Los especímenes de 10 mm soportaron mayores esfuerzos máximos (hasta 90 MPa) y los de 7 mm mayor deformación (hasta 1000%). Para extensiones superiores a 13 mm, la evidencia disponible sugiere que las estructuras metálicas siguen siendo superiores en rigidez.
- Complicaciones adhesivas como principal limitación: La descementación de los aditamentos T-Base fue la complicación más frecuente, poniendo de manifiesto la necesidad de optimizar los protocolos adhesivos y los materiales de unión entre Trilor® y

los componentes protésicos.

- Variabilidad según punto de carga: La resistencia flexural difirió significativamente según la ubicación de la carga (D, I, C), lo que subraya la influencia de la geometría del voladizo y la distribución de fuerzas en el rendimiento mecánico.
- Necesidad de investigación adicional: El reducido tamaño muestral limita la generalización de los hallazgos. Se requieren estudios clínicos controlados con mayor número de especímenes, diversas longitudes de voladizo y evaluación bajo carga cíclica para consolidar la evidencia sobre Trilor®.

Recomendaciones

Se recomienda realizar estudios con mayor tamaño muestral y longitudes de voladizo adicionales (incluyendo >13 mm) para establecer los límites mecánicos de Trilor®. Es prioritario optimizar los protocolos adhesivos para los aditamentos T-Base, explorando agentes de unión y técnicas de superficie que mejoren la cohesión a largo plazo. También se sugiere incluir el efecto combinado de los voladizos y las fuerzas oclusales cíclicas mediante ensayos de fatiga y termociclado prolongado, a fin de predecir el comportamiento clínico en el tiempo. Finalmente, los estudios clínicos prospectivos con seguimiento mínimo de cinco años permitirían evaluar la tasa de supervivencia, la resorción ósea periimplantaria y la incidencia de complicaciones en comparación con estructuras metálicas y de fibra de carbono.

Conflicto de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés financiero, comercial ni personal que pudiera influir en los resultados o la interpretación de este estudio.

Referencias

1. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013;26(6):549–56.
2. Zierden K, Grau L, Wöstmann B, Rehmann P. Clinical outcomes of implant-supported dental prostheses: a retrospective analysis considering patient-related factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(5):985–91.
3. Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, et al. Framework materials for full-arch implant-supported rehabilitations: a systematic review of clinical studies. *Materials.* 2021;14(12):3251.
4. Menini M, Delucchi F, Bagnasco F, Baldi D, Canullo L, Setti P, et al. Shock absorption capacity of high-performance polymers for dental implant prosthesis: in vitro study [Internet]. 2024 [citado 2024 feb]. Disponible en: www.preprints.org
5. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short- (5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *J Dent.* 2014;42(10):1228–41.
6. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000.* 2014;66(1):72–96.
7. Menendez-Collar M, Serrera-Figallo M, Hita-Iglesias P, Castillo-Oyague R, Casar-Espinosa J, Gutierrez-Corrales A, et al. Straight and tilted implants for supporting screw-retained full-arch dental prostheses in atrophic maxillae: a 2-year prospective study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2018;23(1):e114–22.
8. Cevik P, Schimmel M, Yilmaz B. New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *Biomed Res Int.* 2022;2022:3443137.
9. Paspaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:102–10.
10. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed

- complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(5):847–57.
11. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2014;111(6):466–75.
 12. Ventura J, Jiménez-Castellanos E, Romero J, Francisco F. Tooth fractures in fixed full-arch implant-supported acrylic resin prostheses: a retrospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2016;29(2):161–5.
 13. Haroyan-Darbinyan E, Romeo-Rubio M, Río-Highsmith J Del, Lynch CD, Castillo-Oyagüe R. Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. *J Dent*. 2022;116:103902.
 14. Pera F, Pesce P, Solimano F, Tealdo T, Pera P, Menini M. Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla: a cohort clinical study. *J Oral Rehabil*. 2017;44(5):392–7.
 15. Menini M, Pesce P, Pera F, Barberis F, Lagazzo A, Bertola L, et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Mater Sci Eng C*. 2017;70:646–55.
 16. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: a systematic review. *Dent Mater*. 2020;36(4):e93–108.
 17. Menini M, Pera F, Barberis F, Rosenberg G, Bagnasco F, Pesce P. Evaluation of adhesion between carbon fiber frameworks and esthetic veneering materials. *Int J Prosthodont*. 2018;31(5):453–5.
 18. Cascos-Sanchez R, Molinero-Mourelle P, Ortega R, Agustin-Panadero R, Del Rio Highsmith J, Gomez-Polo M. Comparative in vitro study of the bond strength of composite to carbon fiber versus ceramic to cobalt–chromium alloys frameworks for fixed dental prostheses. *Materials*. 2020;13(14):3173.
 19. Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, et al. Evaluation of the behavior of two CAD/CAM fiber-reinforced composite dental materials by immersion tests. *Materials*. 2021;14(23):7185.