

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

AUTORES

JUAN DAVID PANESSO SATIZABAL
PABLO FELIPE SANDOVAL LÓPEZ

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
Rehabilitación Oral
SANTIAGO DE CALI
26 DE AGOSTO DE 2024



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

AUTORES

JUAN DAVID PANESSO SATIZABAL
PABLO FELIPE SANDOVAL LOPEZ

DIRECTOR(A)

GLORIA JUDITH HERRERA LARA
Especialista En Ortodoncia Y Ortopedia Maxilar
Especialista En Rehabilitación Oral

ASESOR CIENTÍFICO

EDGAR HERNAN MENESES SILVA
Especialista En Rehabilitación Oral

ASESOR METODOLÓGICO

ALEJANDRA MARLETH ORDOÑEZ MOLINA
Magister En Epidemiología

ASESOR ESTADÍSTICO

JULIAN ANDRES TAMAYO CARDONA
Magister En Logística

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
Rehabilitación Oral



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

Resumen: Las prótesis híbridas implantosoportadas son cada vez más comunes para rehabilitar pacientes edéntulos utilizando implantes distribuidos estratégicamente. Convencionalmente se fabrican a partir de una estructura metálica recubierta con acrílico. Sin embargo, el alto peso y rigidez de los metales pueden generar pérdida ósea alrededor de los implantes por concentración de fuerzas en esta zona. Materiales como fibras de vidrio, fibras de carbono, PEEK y PEKK surgen como alternativas por su menor rigidez lo que permite absorber mejor las fuerzas masticatorias y reducir el estrés en el hueso periimplantario. Frecuentemente se utilizan voladizos distales en estas prótesis, zonas en las cuales se generan complicaciones mecánicas tales como fracturas. Se recomienda un máximo de 13 mm en el voladizo distal para evitar este tipo de complicaciones biomecánicas. **Objetivo:** Evaluar las propiedades mecánicas de una prótesis híbrida fabricada a partir de una estructura de fibra de vidrio Trilor®. **Metodología:** Se llevó a cabo un estudio in vitro en el que se realizaron pruebas a 4 prótesis híbridas con estructuras en Trilor®, distribuidas en dos grupos: 2 con un voladizo de 7 mm y 2 con un voladizo de 10 mm. **Resultados:** Este estudio tuvo como objetivo evaluar la resistencia a la flexión de prótesis híbridas con voladizo distal de 7 mm y 10 mm fabricadas con estructuras en Trilor® y recubrimiento acrílico. Se realizaron pruebas en tres puntos específicos: voladizo izquierdo, voladizo derecho y zona central, identificando cuatro tipos de fallas (Falla 1, Falla 2, Falla 3 y Falla 4). En las prótesis de 7 mm, los valores más altos se registraron en la zona central, con un máximo de 2540 N (Falla 3) para la Prótesis A y 1458 N (Falla 3) para la Prótesis B. Los voladizos presentaron menor resistencia, destacando un máximo de 1866 N en el voladizo derecho (Falla 1 y 2) en la Prótesis A. En las prótesis de 10 mm, los resultados mostraron una menor resistencia en la zona central, alcanzando 1736 N (Falla 3) y 1762 N (Falla 4) en la Prótesis A, mientras que la Prótesis B presentó un máximo de 2115 N (Falla 3). El análisis de los voladizos indicó valores más bajos, con una resistencia de 997 N en el voladizo izquierdo (Fallas 2, 3 y 4) para la Prótesis A y 1389 N (Fallas combinadas) en la Prótesis B. Estos hallazgos destacan que el voladizo distal y la zona de aplicación de la carga afectan significativamente la resistencia a la flexión, lo que proporciona información valiosa para optimizar el diseño de prótesis híbridas en rehabilitaciones sobre implantes. **Conclusiones:** Las barras de Trilor® ofrecen una alternativa biocompatible y flexible para

prótesis implantosoportadas, mejorando la distribución de fuerzas y reduciendo la absorción ósea en voladizos cortos; sin embargo, en extensiones mayores de 13 mm, las barras metálicas siguen siendo superiores en resistencia. Los desafíos adhesivos y la variabilidad en la resistencia según el punto de carga subrayan la necesidad de optimizar el diseño y materiales de unión en rehabilitaciones de larga extensión. La elección del material debe adaptarse al caso clínico específico, considerando factores como la longitud del voladizo, las fuerzas oclusales y la biocompatibilidad.

Palabras claves: *Prótesis híbridas implantosoportadas de arcada completa, Cantilever, Estructuras protésicas Fibra de carbono, Cromo-cobalto, Revestimiento de resina.*

Mechanical properties of a hybrid prosthesis fabricated with a Trilor® fiberglass reinforced polymer

Abstract: *Implant-supported hybrid prostheses are becoming increasingly common for rehabilitating edentulous patients using strategically distributed implants. They are conventionally fabricated from a metal framework covered with acrylic. However, the high weight and stiffness of metals can lead to bone loss around the implants due to the concentration of forces in this area. Materials such as glass fibers, carbon fibers, peek and pekkk have emerged as alternatives due to their lower stiffness, which allows better absorption of masticatory forces and reduces stress on the peri-implant bone. Distal overhangs are frequently used in these prostheses, areas in which mechanical complications such as fractures are generated. a maximum of 13 mm in the distal overhang is recommended to avoid this type of biomechanical complications.*

Objective: *To evaluate the mechanical properties of a hybrid prosthesis fabricated from a trilor® fiberglass structure.*

Methodology: *An in vitro study was carried out in which 4 hybrid prostheses with Trilor® structures were tested, distributed in two groups: 2 with a 7 mm cantilever and 2 with a 10 mm cantilever.*

Results: *The objective of this study was to evaluate the flexural strength of hybrid prostheses with 7 mm and 10 mm distal cantilever manufactured with Trilor® frameworks and acrylic coating. Tests were performed at three specific points: left cantilever, right cantilever and central area, identifying four types of failures (Failure 1, Failure 2, Failure 3 and Failure 4). In the 7 mm prostheses, the highest values were recorded in the central zone, with a maximum of 2540 N (Failure 3) for Prosthesis A and 1458 N (Failure 3) for Prosthesis B. The cantilevers presented lower resistance, highlighting a maximum of 1866 N in the right cantilever (Failure 1 and 2) in Prosthesis A. In the 10 mm prostheses, the results showed lower resistance in the central area, reaching 1736 N (Failure 3) and 1762 N (Failure 4) in Prosthesis A, while Prosthesis B presented a maximum of 2115 N (Failure 3). The analysis of the cantilevers indicated lower values, with a strength of 997 N in the left cantilever (Failures 2, 3 and 4) for Prosthesis A and 1389 N (Combined Failures) in Prosthesis B. These findings highlight that the distal cantilever and load application zone significantly affect the flexural strength, providing valuable information for optimizing the design of hybrid prostheses in implant-supported rehabilitations.*

Conclusions: *Trilor ® bars offer a biocompatible and flexible alternative for implant-supported prostheses, improving force*

distribution and reducing bone absorption in short cantilevers; however, in extensions greater than 13 mm, metal bars remain superior in strength. Adhesive challenges and variability in strength depending on load point underscore the need to optimize bond design and materials in long-span restorations. The choice of material should be tailored to the specific clinical case, considering factors such as cantilever length, occlusal forces and biocompatibility.

Keywords: *Full-arch implant-supported hybrid prostheses, Cantilever, Prosthetic frameworks Carbon fiber, Cobalt-chromium, Resin veneering.*

INTRODUCCIÓN

Las soluciones protésicas implanto soportadas ganan cada vez más espacio para rehabilitar pacientes totalmente edéntulos (1). Las prótesis híbridas implanto soportadas se sostienen mediante múltiples implantes distribuidos estratégicamente en el arco edéntulo y consisten en una mesoestructura o armazón fabricado convencionalmente con aleaciones metálicas recubiertas por acrílico. No obstante, estando posicionadas como soluciones cuya supervivencia y éxito están ampliamente documentados en la literatura, desventajas tales como su alto peso, densidad y rigidez asociados con su alto módulo elástico, hacen que las fuerzas masticatorias se concentren en la interfaz implante-hueso provocando pérdida ósea en esta zona. Materiales como las fibras de vidrio, fibras de carbonos y otros de naturaleza polimérica aparecen como alternativas a las aleaciones de metal (2). En las prótesis híbridas (PHs) implanto soportadas son comunes la presencia de voladizos distales que en ocasiones son necesarios por la dificultad para colocar implantes en las zonas posteriores. Estas áreas de voladizos frecuentemente se asocian con fracturas relacionadas especialmente con su longitud. La longitud de los voladizos distales en prótesis híbridas implanto soportadas ha sido un tema de investigación debido a su impacto en la resistencia mecánica y la longevidad de la rehabilitación. Estudios publicados sugieren que los voladizos de hasta 13 mm pueden ser adecuados en prótesis híbridas con estructura de cobalto-cromo recubierta con resina acrílica, ya que esta combinación logra soportar fuerzas masticatorias que superan el umbral clínico aceptable de 900 N de resistencia a la fractura. Esta recomendación se basa en pruebas de resistencia mecánica que muestran que, en extensiones superiores, el riesgo de fractura y complicaciones estructurales aumenta considerablemente, especialmente en materiales menos rígidos como las fibras de carbono. Por lo tanto, para optimizar la estabilidad y reducir las posibles fallas biomecánicas, se sugiere limitar la longitud del cantiléver a un máximo de 13 mm cuando se utilicen estructuras metálicas, mientras que en materiales alternativos puede ser necesario ajustar esta extensión según el comportamiento biomecánico observado en los ensayos previos (3).

Por otro lado, materiales como la fibra de carbono, resinas compuestas reforzadas con fibra de vidrio con un módulo elástico de 18,8 y 26 GPa respectivamente, PEEK (Polieteretercetona) y PEKK (Polieterketonaketona) están ganando popularidad para mesoestructuras de prótesis

híbridas fabricadas mediante técnica sustractiva con CAD-CAM. Su bajo módulo elástico permite absorber la energía de la masticación, reduciendo así el estrés sobre el hueso periimplantario (4).

Estas son características interesantes dentro del comportamiento biomecánico de estas soluciones protésicas fabricadas en estos materiales. Sin embargo, se cuenta con poca evidencia científica que respalde su efectivo desempeño como una solución en la práctica clínica y su comportamiento biomecánico especialmente en las zonas de voladizos distales. De esta manera, el objetivo de este estudio es evaluar las propiedades mecánicas de la estructura de una prótesis híbrida realizada en Trilor®. Con el propósito de alcanzar este objetivo, se han determinado tres metas específicas: a) Describir las características mecánicas como resistencia flexural, deformación máxima y deformación de rotura de las prótesis híbridas con recubrimiento en resina acrílica elaboradas con una barra de un polímero de alto rendimiento, b) Definir la resistencia a la fractura en extensiones distales de 10 mm y 7 mm, c) Determinar la resistencia a la fractura en zona anterior del cuerpo en medio de los incisivos centrales.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se confeccionó un modelo maestro fabricado con acrílico de autocurado Novacril® de la casa comercial New Stetic con el que se simuló el arco edéntulo inferior. Se recreó la encía con Gingi Fast® de Zhermack. 4 análogos de Multi – Unit de MIS referencia MF7-10375 de 3.75 mm de largo se posicionaron en zonas de 34, 32, 42 y 44 del arco dentario (**Figura 1**). Sobre este modelo se diseñaron dos enfilados de arco corto, uno con dientes artificiales en posición 4-6 y un segundo enfilado en posición de 4-5-6 (**Figura 2**). El modelo maestro y los dos enfilados se escanearon utilizando Scanner UP 3D 300E® y se obtienen archivos STL (**Figura 3**). Un técnico especializado entrenado por la casa fabricante, diseñó en software Exocad, 4 estructuras (**Figura 4**); divididas en 2 grupos: Primer grupo: 2 estructuras con voladizo de 7 mm y segundo grupo: 2 estructuras con voladizo de 10 mm (**Figura 5**). Las estructuras fueron fabricadas por técnica de fresado por sustracción a partir de discos de Trilor® de 98 mm de diámetro en fresadora de 5 ejes Roland DWX- 5DCI.

Usando dos matrices de silicona, tomadas desde cada uno de los enfilados, se garantizó la morfología e igualdad en el espesor de todos los cuerpos de muestra una vez acrilados (**Figura 6**).

Acrilado:

La humedad puede reducir la resistencia del material y favorecer la aparición de microfisuras limitando su durabilidad. Por esta razón, se recomienda acrilado por microondas.

Se utilizó resina acrílica termopolimerizable VERACRIL[®] Heat-curing Acrylic de la casa comercial New Stetic S.A., mufla TF 100 Tecnoflask[®] con cada meso estructura, y se realizó el curado en microondas durante 15 minutos a 700 Watts. Cualquier exceso de acrílico e irregularidad en los bordes se ajustará con fresas de mano. El pulido se realizará utilizando una máquina electro pulidora con felpa de brillado. (**Figura 7**).

Cementación de los T-base:

Proceso de cementación: Los T- Base fueron tratados con primer de metal Z-prime[™] de Bisco[®]. Las estructuras fueron tratadas según protocolo adhesivo recomendado por el fabricante: Arenado de la zona donde se van a cementar los T Base, con arenador (Bioart[®]) y óxido de aluminio (Al₂O₃) de 50 micras, 2 Bar de presión, a 10 mm. Se retiraron excesos con chorro de aire seco y la zona fué limpiada con alcohol isopropílico. Finalmente se aplicó Silano (Bi-Silano[™] Bisco[®]) durante 3 minutos. Todos los T Base fueron cementados usando un cemento dual (Duolink[™] Bisco[®]).

Termociclado:

Una vez fabricadas las prótesis híbridas, se realizó el proceso de termociclado en el laboratorio de ciencias la Universidad Nacional de Colombia. Las cuatro muestras fueron depositadas en bolsas herméticas con saliva artificial (Salivar[®] NF Farpag) (**Figura 8**) (**Figura 9**). El proceso

de termociclado consiste en recibir alternamente un baño líquido caliente seguido de un baño líquido frío, simulando así los cambios reales de temperatura en la cavidad oral (**Figura 9**).

Los parámetros del proceso de termociclado fueron:

Tiempo de exposición: 30 s.

Tiempo de transferencia: 10 s.

Temperatura: 5° y 55°.

Conteo de Ciclos: 5000 ciclos.

Prueba de flexión:

En el laboratorio certificado de ingeniería de materiales de la Universidad del Valle, por medio de la máquina universal de ensayo (Tinius Olsen H50 KS), se procedió a realizar las pruebas de resistencia flexural. Cada prótesis, se ensayaron en 3 puntos diferentes de forma aleatoria, que fueron Voladizo derecho (D), voladizo izquierdo (I), centro (C), con sus respectivos tamaños, 7mm y 10 mm cada voladizo. A los cuerpos de muestra se les nombro de la siguiente forma: 7mm A (7A), 7mm B (7B), 10mm A (10A) y 10mm B (10B).

El sistema completo se montó sobre una base metálica especialmente diseñada, junto con una punta fabricada para entrar en contacto con las áreas específicas de cada estructura. Para este fin, se utilizó un punzón de AISI 1045 de 1" x 75 mm con una punta en forma de pala de 5 x 1 mm, siguiendo las especificaciones del plano. Simultáneamente, se elaboró el soporte o base de sujeción con acero, utilizando una lámina A50 de 3/4", con dimensiones de 140 mm x 100 mm, 77 perforaciones roscadas de 4 mm, 4 bridas de sujeción y un eje roscado de acople de 16-1.5 x 20 mm, según las especificaciones del plano. El diseño incluye múltiples perforaciones dispuestas en 7 filas y 11 columnas, lo que permite fijar la pieza en distintas posiciones, tanto a la derecha como a la izquierda, para ajustarse a las necesidades de la prueba. Cada posición es atornillable para garantizar una mayor seguridad.

El soporte fue el mismo utilizado para las pruebas de flexión realizada a estructuras de Trilor® sin revestimiento acrílico que se llevaron a cabo en la primera fase de esta línea de investigación. En la parte superior de la máquina, se instaló la punta diseñada, la cual se ubicó

en el surco central del último molar, desde mesial hasta distal, la prueba para el voladizo de 7 mm fue seguida de la vía de acceso del último implante ubicado en zona de molares y para el de 10 mm fue ubicado entre el implante y el final del voladizo. En cuanto a la zona anterior que sería denominada como punto (C), la prueba se realizó entre los implantes que se encontraban en zona de 32-33, 42-43, específicamente entre zona de 31-41.

Para la prueba del espécimen 10A, se comenzó aplicando presión en el punto (D) y se continuó hasta que la prótesis se fracturó, sin que se observara ninguna ruptura en la mesoestructura. Sin embargo, se notó que el T-base anterior, ubicado en la zona del 42, se descementó parcialmente. Posteriormente, se procedió con la prueba en el lado izquierdo (I). Al iniciar y aplicar presión con la punta en el minuto 2, se produjo la descementación completa de los aditamentos en la zona anterior, lo que causó un movimiento basculante de la prótesis hacia la zona posterior, apoyándose por completo sobre la base de resina. En ese punto, se dio por finalizada la prueba para esta prótesis.

En el espécimen 7A, la prueba se inició en el punto (C). La fuerza aplicada alcanzó los 405 N, momento en el cual se observó la descementación completa de los aditamentos en el sector posterior (zonas 34 y 44), lo que llevó a detener la prueba. Al retirar la prótesis de la base, se constató que el tornillo pasante del análogo de Multi-Unit en la zona del 32 estaba fracturado.

Dado que no se disponía de herramientas adecuadas para extraer el tornillo fracturado, se recuperó el análogo y se cementó nuevamente los Ti- Bases con su respectivo protocolo adhesivo, y el Multi-Unit antiguo fue retirado socavando alrededor de él hasta retirarlo completamente. Para garantizar la correcta posición del nuevo aditamento, se atornilló a la prótesis y se rellenó el espacio del antiguo con resina acrílica autopolimerizable (Novacryl Flow® New Stetic) de color D3. Luego, se colocó la prótesis en el modelo y se fijaron el resto de los aditamentos, permitiendo que la resina acrílica se polimerizara.

Una vez completados estos pasos, se reiniciaron las pruebas en el laboratorio de ingeniería de materiales de la Universidad del Valle. Los cuerpos de muestra se evaluaron en el siguiente orden: 7A-C, I y D; luego, 7B-I, D y C; después, 10A-D, I y C; y finalmente, 10B-C, D e I.

(Figura 10-23)

Durante la prueba se observaron 4 tipos de fallas:

Falla 1: Fractura superficial del diente.

Falla 2: Fractura completa del diente.

Falla 3: Fractura de recubrimiento acrílico.

Falla 4: Fractura de la barra.

Los datos obtenidos se registraron mediante el software máquina universal de ensayo (Tinius Olsen H50 KS), y se importaron a una hoja de excel (Microsoft Office ®) para el posterior tratamiento de los datos.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO:

No se realizó ningún tipo de prueba estadística, puesto que solo existían dos cuerpos de prueba por cada grupo experimental.

Se realizó análisis descriptivo de los datos, a partir del programa estadístico IBM SPSS versión 26, donde se utilizaron tablas de estadísticas con medidas de tendencia central y dispersión para reportar el esfuerzo promedio máximo y la deformación de los cuerpos de prueba en cada tipo de fractura.

Resultados

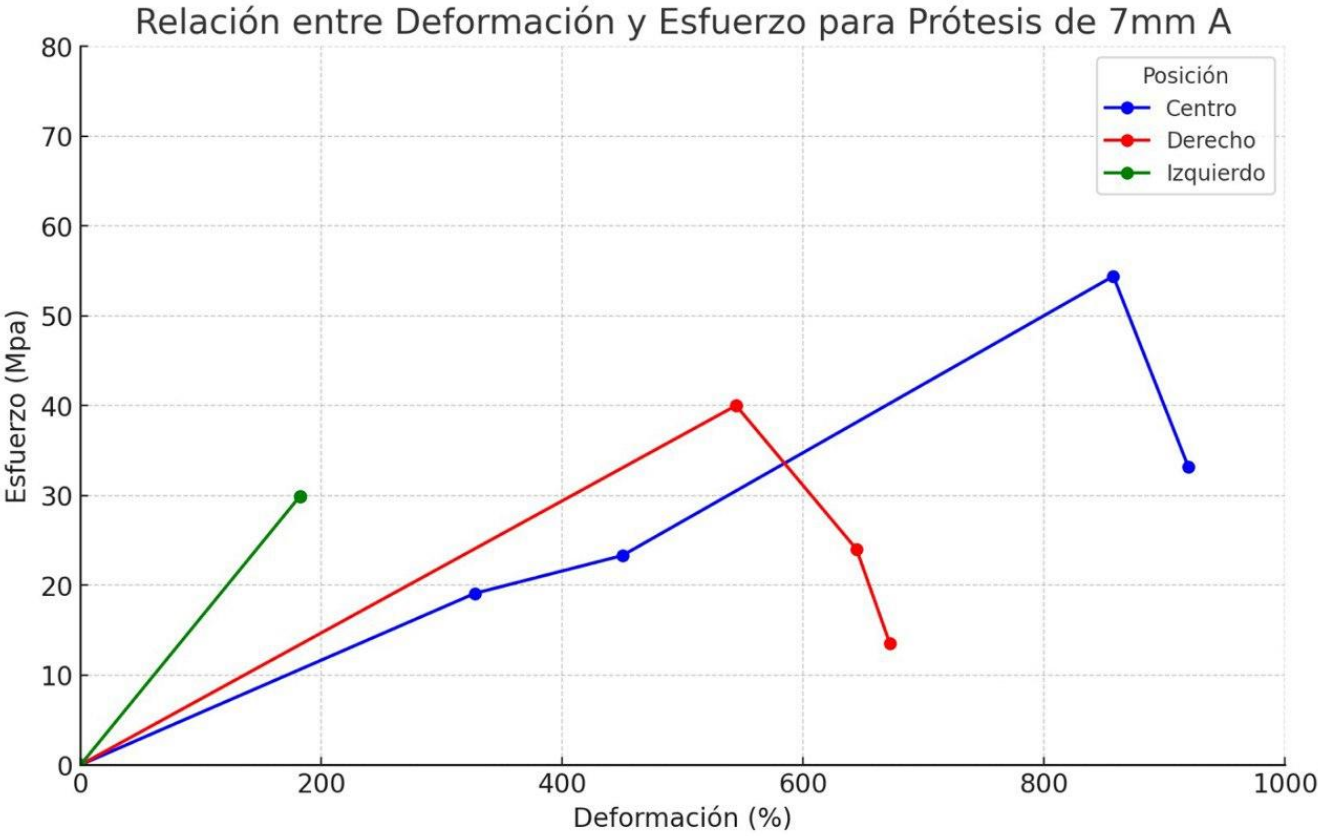
Según las pruebas de resistencia a la flexión realizadas en las prótesis con voladizo distal de 7 mm y 10 mm, evaluadas en los puntos de voladizo izquierdo, voladizo derecho y la zona central, se identificaron cuatro tipos de fallas (denominadas Falla 1, Falla 2, Falla 3 y Falla 4). Para la Prótesis A de 7 mm, en la zona central se registraron valores de 892 N para la Falla 1, 1088 N para la Falla 2, 2540 N para la Falla 3 y 1552 N para la Falla 4. En el voladizo izquierdo, se obtuvieron resultados de 1395 N combinando todas las fallas, mientras que en el voladizo derecho se obtuvieron 1866 N para las Fallas 1 y 2, 1120 N para la Falla 3 y 630 N para la Falla 4. En cuanto a la Prótesis B de 7 mm, en la zona central, los valores fueron de 1142 N, 696 N,

1458 N y 1201 N para las Fallas 1, 2, 3 y 4, respectivamente. En el voladizo izquierdo, las resistencias fueron de 1021 N, 848.7 N, 750 N y 465 N para las Fallas 1, 2, 3 y 4, respectivamente; y en el voladizo derecho, se registraron 1550 N para las Fallas 1 y 2, y 1322 N para las Fallas 3 y 4. Respecto a la Prótesis A de 10 mm, en la zona central, se obtuvieron valores de 504 N para las Fallas 1 y 2, 1736 N para la Falla 3 y 1762 N para la Falla 4. En el voladizo izquierdo, los valores fueron de 235 N para la Falla 1 y 997 N para las Fallas 2, 3 y 4 combinadas, mientras que en el voladizo derecho se registraron 1800 N, 1530 N, 1624 N y 1670 N para las Fallas 1, 2, 3 y 4, respectivamente. Finalmente, para la Prótesis B de 10 mm, en la zona central, se obtuvieron resistencias de 1100 N, 1007 N, 2115 N y 985 N para las Fallas 1, 2, 3 y 4, respectivamente. En el voladizo izquierdo, se alcanzaron valores de 1389 N combinando todas las fallas, mientras que en el voladizo derecho, las fallas combinadas (1, 2, 3 y 4) presentaron un valor de 828 N.

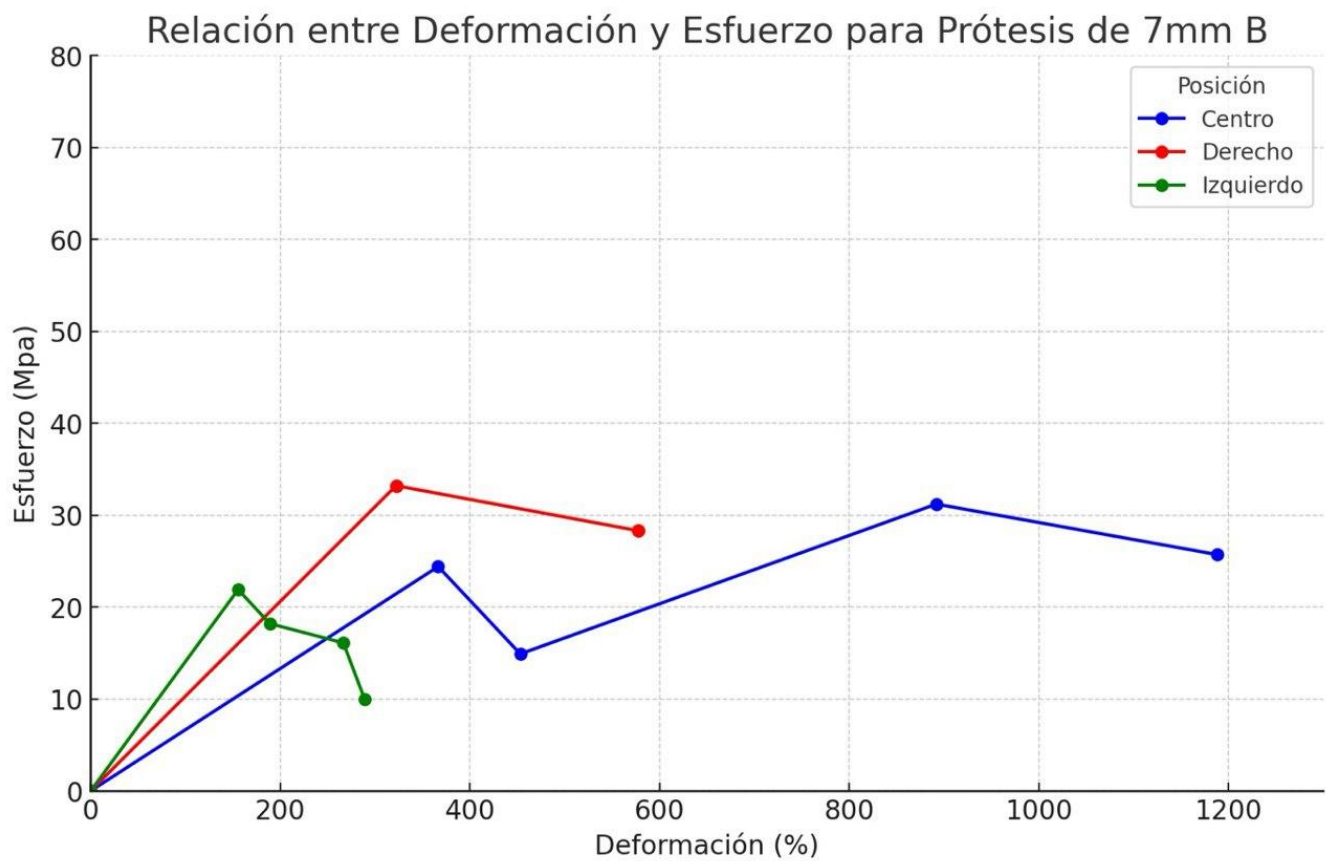
Se observó un comportamiento no lineal. Al inicio, las curvas presentan una fase elástica, seguida de un punto de máximo esfuerzo, después del cual el material comienza a experimentar una caída en el esfuerzo, lo que indica que ha alcanzado su límite de resistencia. En cuanto a los voladizos, las prótesis con un voladizo de 10 mm muestran una mayor capacidad de soportar esfuerzo antes de llegar a este punto crítico, con valores que alcanzan hasta casi los 51.1 MPa, mientras que en los voladizos de 7 mm los esfuerzos máximos rondan los 29.9 MPa.

Además, las diferencias observadas en las curvas Centro, Izquierdo, y Derecho, pueden estar relacionadas con las variaciones en la distribución de la carga o en la configuración de los voladizos. Estas diferencias podrían explicar el comportamiento dispar en términos de resistencia y deformación, dependiendo de la posición y tipo de carga aplicada.

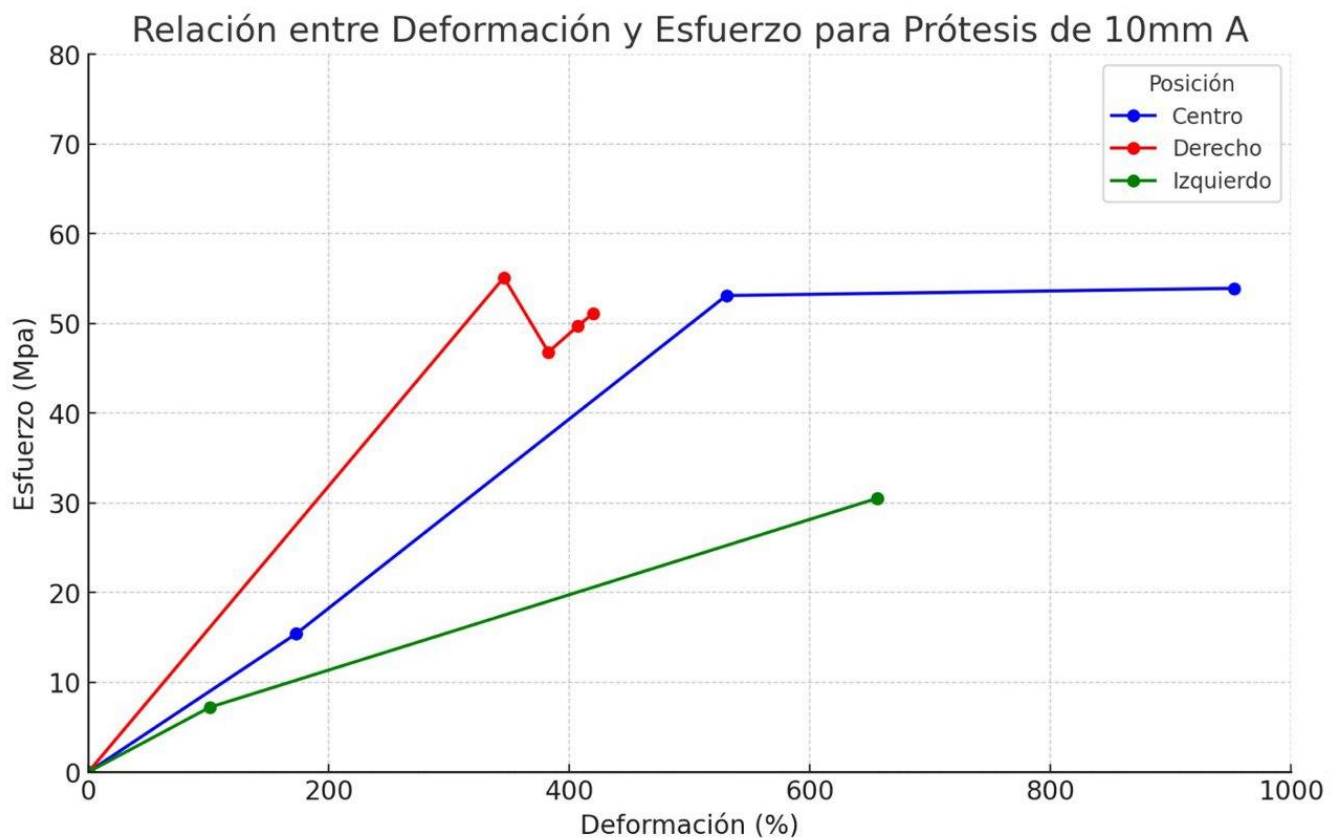
			7mm				
			Esfuerzo MPa	Deformación %			
A	Centro	Falla 1	19,1	327,6	Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
		Falla 2	23,3	449,8	2,95	892	3,276
		Falla 3	54,4	857,4	4,05	1088	4,498
		Falla 4	33,2	919,6	7,72	2540	8,574
	Derecho	Falla 1	40,0	544,2	8,28	1552	9,196
		Falla 2	40,0	544,2	4,9	1866	5,442
		Falla 3	24,0	644,2	4,9	1866	5,442
		Falla 4	13,5	671,9	5,8	1120	6,442
	Izquierdo	Falla 1	29,9	182,1	6,05	630	6,719
		Falla 2	29,9	182,1	1,64	1395	1,821
		Falla 3	29,9	182,1	1,64	1395	1,821
		Falla 4	29,9	182,1	1,64	1395	1,821



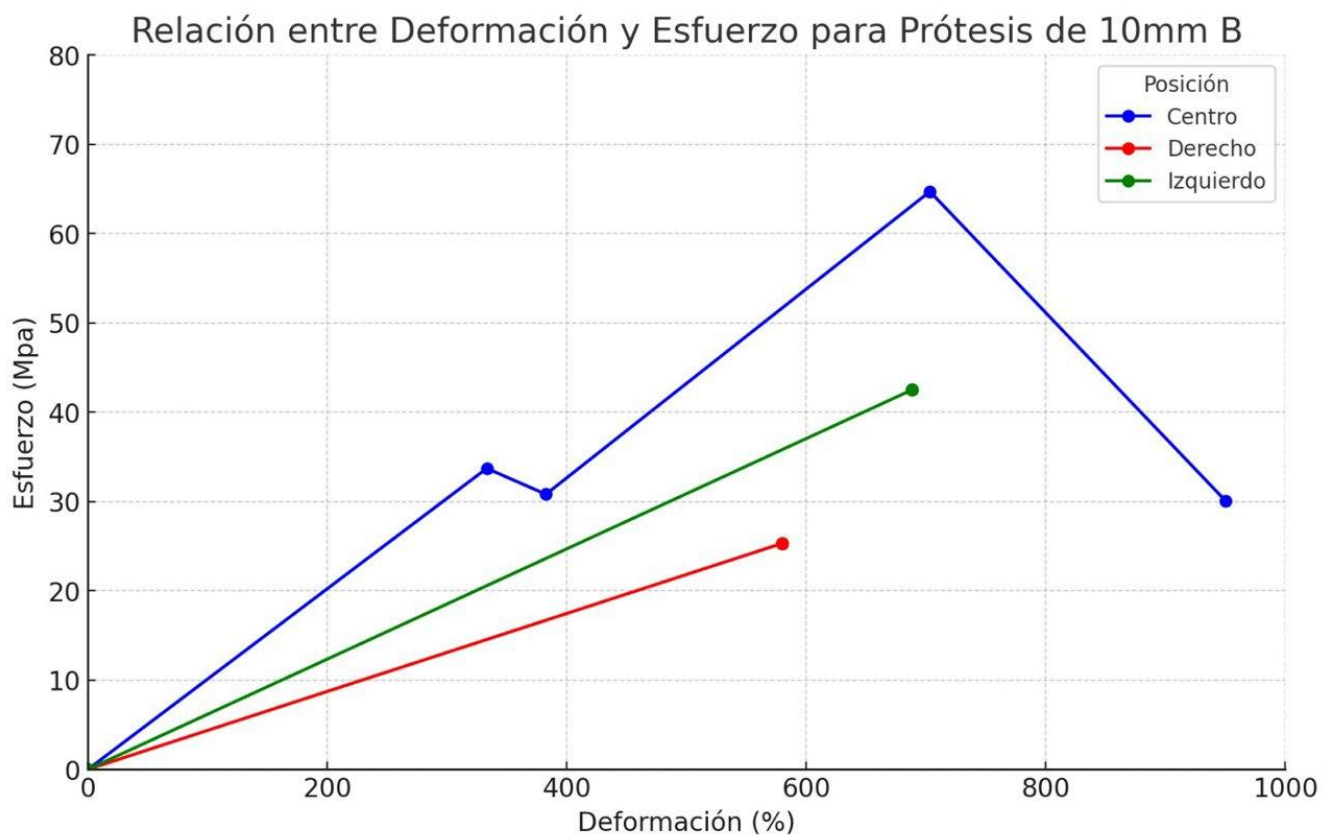
		7mm		Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
		Esfuerzo MPa	Deformación %			
B	Centro	Falla 1	24,4	3,3	1141,5	3,665
		Falla 2	14,9	4,08	697	4,531
		Falla 3	31,2	8,03	1458	8,918
		Falla 4	25,7	10,7	1201	11,884
	Derecho	Falla 1	33,2	2,9	1550	3,221
		Falla 2	33,2	2,9	1550	3,221
		Falla 3	28,3	5,2	1322	5,775
		Falla 4	28,3	5,2	1322	5,775
	Izquierdo	Falla 1	21,9	1,4	1021	1,555
		Falla 2	18,2	1,7	848,7	1,888
		Falla 3	16,1	2,4	750	2,665
		Falla 4	10,0	2,6	465	2,888



			10mm				
			Esfuerzo MPa	Deformación %	Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
A	Centro	Falla 1	15,4	155,5	1,4	504	1,555
		Falla 2	15,4	155,5	1,4	504	1,555
		Falla 3	53,1	477,6	4,3	1736	4,776
		Falla 4	53,9	857,9	7,725	1762	8,579
	Derecho	Falla 1	55,1	310,9	2,8	1800	3,109
		Falla 2	46,8	344,3	3,1	1530	3,443
		Falla 3	49,7	366,5	3,3	1624	3,665
		Falla 4	51,1	377,6	3,4	1670	3,776
	Izquierdo	Falla 1	7,2	90,8	0,8175	235	0,908
		Falla 2	30,5	590,6	5,3175	997	5,906
		Falla 3	30,5	590,6	5,3175	997	5,906
		Falla 4	30,5	590,6	5,3175	997	5,906



			10mm				
			Esfuerzo MPa	Deformación %	Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
B	Centro	Falla 1	33,7	299,9	2,7	1100	2,999
		Falla 2	30,8	344,3	3,1	1007	3,443
		Falla 3	64,7	633,0	5,7	2115	6,330
		Falla 4	30,1	855,2	7,7	985	8,552
	Derecho	Falla 1	25,3	522,0	4,7	828	5,220
		Falla 2	25,3	522,0	4,7	828	5,220
		Falla 3	25,3	522,0	4,7	828	5,220
		Falla 4	25,3	522,0	4,7	828	5,220
	Izquierdo	Falla 1	42,5	619,7	5,58	1389	6,197
		Falla 2	42,5	619,7	5,58	1389	6,197
		Falla 3	42,5	619,7	5,58	1389	6,197
		Falla 4	42,5	619,7	5,58	1389	6,197



En resumen, los resultados indican que las prótesis con voladizos de 10 mm pueden soportar mayores esfuerzos, aunque a costa de una menor capacidad de deformación antes de fracturarse. Por otro lado, los voladizos de 7 mm, aunque presentan una menor resistencia al esfuerzo máximo, permiten una mayor deformación antes de llegar al fallo, lo que podría proporcionar mayor flexibilidad en ciertas situaciones clínicas.

Se llevó a cabo una evaluación del comportamiento de estructuras protésicas con voladizos de 7 mm y 10 mm, analizando su capacidad para resistir esfuerzos y su deformación en diferentes áreas de la prótesis (centro, lado derecho e izquierdo) y los tipos de fracturas que podían ocurrir (superficial, completa y en la barra). Los resultados fueron los siguientes:

Resistencia al esfuerzo: Las estructuras con voladizo de 7 mm demostraron una mejor capacidad para soportar esfuerzos, especialmente en la zona central y en el caso de "Fractura de Barra". Esto sugiere que los voladizos más cortos favorecen una distribución más eficiente de las fuerzas en esta área, mejorando la resistencia general de la prótesis.

Porcentaje de deformación: Las prótesis con voladizo de 7 mm presentaron un porcentaje de deformación mayor en comparación con las de 10 mm. Esto indica que las estructuras más cortas pueden absorber y distribuir el esfuerzo de manera más efectiva, lo que ayuda a prevenir daños graves. La deformación fue más notable en la "Fractura de Barra", lo que resalta la elasticidad del material en configuraciones más cortas.

Diferencias según ubicación: La zona central mostró una resistencia superior y soportó niveles de esfuerzo más altos en comparación con las áreas laterales (derecha e izquierda). Esto sugiere que las fuerzas se distribuyen de manera más equilibrada en el centro del voladizo.

Se puede deducir que las estructuras con voladizos de 7 mm no solo resisten mejor los esfuerzos, sino que también presentan una deformación más controlada, lo que favorece la durabilidad y estabilidad de la prótesis, especialmente en la zona central. Esto implica que los voladizos más cortos podrían ser una mejor opción en configuraciones de prótesis soportadas

por implantes, ya que optimizan la resistencia mecánica y disminuyen el riesgo de fracturas en áreas críticas.

Discusión.

Las propiedades mecánicas de las prótesis híbridas con barra en Trilor® en comparación con las prótesis que utilizan barras metálicas o de fibra de carbono, se pueden abordar varios aspectos clave, como la resistencia flexural, los problemas adhesivos observados durante los ensayos clínicos. y las complicaciones inherentes a cada tipo de barra.

Se identificaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia de unión entre los grupos, con el cobalto-cromo (Co-Cr) mostrando una resistencia media superior (21.71 ± 2.16 MPa) en comparación con el grupo de compuesto reforzado con fibra de carbono (CFRC), que presentó un valor medio de 14.50 ± 3.50 MPa. En términos de resistencia al desprendimiento, el Co-Cr alcanzó un valor máximo de 24.20 MPa, mientras que el valor más bajo observado en CFRC fue de 6.10 MPa. Los diagramas de desplazamiento de fuerza reflejan diferencias en el comportamiento mecánico: el Co-Cr exhibió una curva de deformación lineal con elasticidad no lineal y deformación plástica, mientras que el CFRC mostró una curva parabólica, indicando una deformación elástica del material. Además, el análisis de fractura reveló una prevalencia del tipo adhesivo en el grupo de Co-Cr (91.7%) y una tendencia a fallos mixtos en el CFRC (66.7%), lo cual indica una mayor posibilidad de reparación clínica en este último. (5) Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con los hallazgos de Menini et al. (6), quienes compararon las propiedades mecánicas de prótesis con armazón de fibra de carbono (CFRC) y aleación de oro en rehabilitaciones fijas implantosoportadas. En su investigación, observaron que las prótesis con armazón de CFRC presentaban una capacidad de resistencia a la carga y absorción de fuerzas comparable a las de aleación de oro, destacándose por su menor peso y mayor flexibilidad. Aunque el armazón de CFRC mostró una mayor flexión bajo carga que el de aleación de oro, este comportamiento elástico podría ser beneficioso en términos de absorción de impactos y distribución de tensiones en estructuras óseas y periimplantarias. Estos resultados refuerzan la viabilidad de la CFRC como alternativa a los metales en rehabilitaciones

fijas, ofreciendo ventajas en términos de biocompatibilidad, reducción de peso, y menor riesgo de microfracturas debido a su comportamiento elástico

En primer lugar, las prótesis con barra de Trilor® presentan una flexibilidad y resistencia que es compatible con el comportamiento viscoelástico del hueso alveolar, lo que les permite distribuir mejor las fuerzas oclusales en el tejido perimplantario. Trilor®, un tecnopolímero reforzado con fibras de vidrio, con bajo modulo elástico que le otorga la capacidad de soportar fuerzas y absorber las fuerzas distribuyéndolas de forma uniforme. Sin embargo, las estructuras metálicas, como las fabricadas con Cobalto-Cromo, siguen siendo el gold estándar en términos de supervivencia y resistencia a largo plazo. Esto se debe a que el metal proporcione una mayor estabilidad en prótesis de arco completo, especialmente en rehabilitaciones que incluyen voladizos de más de 13 mm, donde se requiere una estructura que soporte grandes cargas oclusales sin riesgo de fractura. Estudios recientes han demostrado que, aunque las barras de metal presentan una mayor resistencia a la fractura, Trilor® ha mostrado un comportamiento más favorable en términos de reducción de la absorción ósea alrededor de los implantes debido a sus propiedades elásticas, comparables a las del hueso dentario (7,8).

Por otro lado, al comparar Trilor con las barras de fibra de carbono, se observa que estas últimas también presentan ventajas importantes, como su ligereza, biocompatibilidad y resistencia mecánica. Las barras de fibra de carbono han demostrado ser viables en rehabilitaciones sobre implantes, proporcionando una rigidez similar a la de las estructuras metálicas, pero con un menor peso, lo que resulta en una menor sobrecarga para los implantes. Además, la fibra de carbono parece ofrecer beneficios en términos de menor resorción ósea periimplantaria y una mayor tasa de supervivencia de los implantes, según estudios clínicos recientes. Sin embargo, uno de los principales retos asociados con la fibra de carbono es su adhesión a los materiales de recubrimiento, como la resina acrílica o los composites. A pesar de que la fibra de carbono tiene una buena compatibilidad con estos materiales, se han observado fallos adhesivos en algunos casos, lo que puede conducir a problemas clínicos como el despegamiento de las capas de recubrimiento, lo que puede comprometer la durabilidad a largo plazo. de las prótesis(8,9).

Un tema recurrente en los ensayos clínicos con barras de Trilor® y de fibra de carbono fue la descementación de los pilares a la barra. En las rehabilitaciones con extensión distal, algunas fuerzas que pueden superar la capacidad adhesiva entre los materiales, lo que conduce a

complicaciones como la separación entre la barra y los pilares. Además, las diferencias en los coeficientes de expansión térmica entre la barra y la resina acrílica utilizada para el recubrimiento contribuyen a la aparición de microgrietas y fallos en la cohesión entre los materiales. En el caso de Trilor®, aunque presenta una buena adherencia inicial con los materiales estéticos, estas complicaciones parecen estar asociadas al tiempo y la carga oclusal continua. La fibra de carbono, por su parte, aunque comparte algunos de estos problemas adhesivos, ha demostrado tener un mejor comportamiento general en términos biomecánicos, gracias a su capacidad para absorber las fuerzas de manera más eficiente (10,11).

Finalmente es importante destacar que, en los estudios clínicos tanto las barras de Trilor® como las de fibra de carbono presentan ventajas y desventajas específicas. Las barras de metal siguen siendo la opción preferida en muchos casos debido a su resistencia y durabilidad a largo plazo. Sin embargo, las alternativas como Trilor® y la fibra de carbono ofrecen una solución menos invasiva y más biocompatible, aunque es necesario continuar investigando las mejoras en las técnicas adhesivas para minimizar las complicaciones relacionadas con la adhesión entre los materiales. La elección del material debe basarse en las necesidades específicas del paciente y las exigencias biomecánicas de cada caso clínico (12,13).

En un análisis clínico Pera y cols observaron que las prótesis de arcada completa con estructura reforzada de fibra de carbono presentaron una alta tasa de supervivencia en un seguimiento promedio de 22 meses. Sin embargo, un estudio longitudinal multicéntrico realizado por Yong y Moy encontró resultados menos satisfactorios para prótesis inmediatas fabricadas con fibra de carbono recubierta de acrílico, con una tasa de fracaso del 9 % en los implantes y frecuentes rupturas en los pilares distales como complicación protésica tardía. Además, se identificaron áreas críticas en las conexiones distales de los implantes.

Haroyan-Darbinyan y cols observaron ese mismo tipo de falla, posiblemente asociado al menor grosor del material de fibra de carbono y a los orificios de acceso a los implantes.

En este estudio no se observaron rupturas de los pilares, lo que si se observó fue la delaminación o fractura completa de los dientes o revestimiento acrílico (*Figura*) pero si puntualmente en las zonas distales de ambas prótesis con voladizos de 10 mm en zona izquierda.

Esto anterior varía según la carga masticatoria en sectores posteriores, pero comúnmente alcanza los 900 N en adultos, y en casos de parafunción puede llegar a los 1000 N. Algunos autores señalan que las restauraciones dentales deberían resistir estas fuerzas.

De acuerdo a lo anterior Haroyan-Darbinyan y cols analizaron que solo las prótesis de Co-Cr superaron estos valores, lo que sugiere que las restauraciones en fibra de carbono podrían ser más adecuadas para zonas anteriores con menores fuerzas de mordida.

El uso de CAD/CAM en la fabricación de las prótesis minimizó la intervención manual, y los fallos observados en los especímenes presentaron patrones diferenciados de fractura. En el grupo de las prótesis de 7 mm solo se observa astillamiento del acrílico y fractura dental (**Figura 13 y 14**), mientras que en las prótesis de 10 mm se observa una fractura completa de la barra con desprendimiento del recubrimiento y fibras rotas (**Figura 18 - 21**).

Se requiere más investigación para establecer el grosor mínimo ideal de las estructuras en resina con refuerzo en fibra de vidrio, así como para optimizar los protocolos de unión y recubrimiento. Aunque el estudio fue realizado por un único operador para asegurar la consistencia, los resultados deben interpretarse con cautela en el contexto clínico, dadas las diferencias con el entorno oral real. Además, es relevante evaluar cómo se compara la calidad de vida de los pacientes con prótesis en resina con refuerzo en fibra de vidrio frente a las prótesis tradicionales realizadas en otros materiales.

CONCLUSIONES

1. Comportamiento biomecánico favorable de Trilor ®: Las barras de Trilor ® mostraron una distribución más eficiente de las fuerzas oclusales debido a su elasticidad, lo que contribuye a una reducción en la absorción ósea periimplantaria comparada con barras metálicas más rígidas. Esta característica es especialmente ventajosa en casos de voladizos cortos, donde se busca imitar el comportamiento biomecánico del hueso para mejorar la longevidad de los implantes.

2. Resistencia flexural limitada en extensiones largas: Aunque las prótesis con barra de Trilor ® presentan una resistencia flexural adecuada en voladizos de hasta 10 mm, los resultados indican que, en extensiones mayores de 13 mm, las barras metálicas, como las de cobalto-cromo, siguen siendo superiores. La mayor rigidez del metal proporciona una mejor estabilidad y soporte en rehabilitaciones completas que requieren soportar cargas oclusales significativas.
3. Complicaciones adhesivas en rehabilitaciones con Trilor ®: Se observaron desafíos relacionados con la adhesión de los aditamentos y el recubrimiento estético, especialmente en rehabilitaciones de extensión distal. La aparición de microgrietas y la descementación de los aditamentos fueron recurrentes en los ensayos, lo que resalta la necesidad de optimizar las técnicas adhesivas y los materiales de unión para mejorar la cohesión de la prótesis en estas zonas.
4. Variabilidad en la resistencia según el punto de aplicación de la fuerza: Los ensayos revelaron que la resistencia flexural varía significativamente según el punto de aplicación de la carga. Los cuerpos de prueba de 7 mm y 10 mm de voladizo mostraron diferencias en la fuerza máxima soportada en los puntos derecho, izquierdo y central, lo que sugiere que la ubicación de la carga puede influir en el desempeño mecánico de la prótesis.
5. Relevancia clínica y consideraciones futuras: Aunque las barras de Trilor ofrecen una alternativa más biocompatible y menos invasiva en comparación con las metálicas, se requiere mayor investigación para abordar las complicaciones adhesivas y explorar mejoras en el diseño de las barras y en los materiales de recubrimiento. La elección del tipo de barra debe basarse en las características específicas del caso clínico, considerando factores como el tamaño del voladizo, las fuerzas oclusales previstas y la biocompatibilidad del material.

Estas conclusiones ayudan a delimitar las ventajas y limitaciones de las prótesis con barra de Trilor en comparación con otras opciones, proporcionando una base para la toma de decisiones en la práctica clínica y orientando futuras investigaciones en la optimización de este tipo de rehabilitaciones.

RECOMENDACIONES

Las futuras investigaciones deberían centrarse en optimizar tanto las técnicas adhesivas como los materiales de unión, con el fin de mejorar la cohesión de las prótesis que incorporan barras de Trilor®. Es relevante considerar alternativas que aumenten la durabilidad del recubrimiento estético. También es crucial explorar la combinación de materiales con propiedades complementarias, como el refuerzo con componentes metálicos en zonas críticas, para incrementar la estabilidad en extensiones largas. Además, la realización de estudios clínicos a largo plazo sobre la resorción ósea alrededor de los implantes y la durabilidad de las prótesis ayudaría a confirmar el comportamiento biomecánico favorable de Trilor® en comparación con otros materiales, como cobalto-cromo y fibra de carbono. Así mismo, sería beneficioso investigar cómo la ubicación de las fuerzas oclusales influye en la distribución del estrés en voladizos, lo cual podría proporcionar directrices más precisas para el diseño protésico y la ubicación de los implantes, optimizando así el rendimiento global de estas rehabilitaciones.

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a todos los que han contribuido a la realización de este trabajo. En primer lugar, a los docentes, quienes con gran paciencia y generosidad me dieron los conocimientos y las herramientas necesarias para la realización de esta investigación. Un agradecimiento especial a los técnicos de laboratorio, cuyo trabajo ha facilitado todos los procedimientos experimentales. También, gracias a mi familia, el apoyo incomparable en lo bueno y lo malo, la comprensión y motivación constante: Sin su cariño, sin ustedes no podría haber logrado. Finalmente, a mis amigos y compañeros de posgrado que ha acompañado durante todos estos años de estudio por sus consejos y la camaradería que han convertido en esta experiencia única.

CONFLICTO DE INTERÉS

Declaramos que ninguno de los autores tuvo ningún conflicto de interés en el desarrollo de esta investigación.

BIBLIOGRAFÍA

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 Nov;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 Sep;36(5):985–91.
3. 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 Jan 1;116:103902.
4. 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 Mar 2;2022:1–11.
5. 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 (Basel)*. 2020 Jul 16;13(14).
6. 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 May 7;44(5):392–7.
7. 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 Jan;116:103902.
8. 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 May 7;44(5):392–7.

9. 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. *Materials Science and Engineering: C*. 2017 Jan;70:646–55.
10. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*. 2020 Apr;36(4):e93–108.
11. 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 Sep;31(5):453–5.
12. 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 Jul 16;13(14):3173.
13. 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 Nov 25;14(23):7185.

Anexos – Fotografías/Gráficos/Esquemas



Figura 1: Diseño y Fabricación de la base para la simulación de las prótesis.

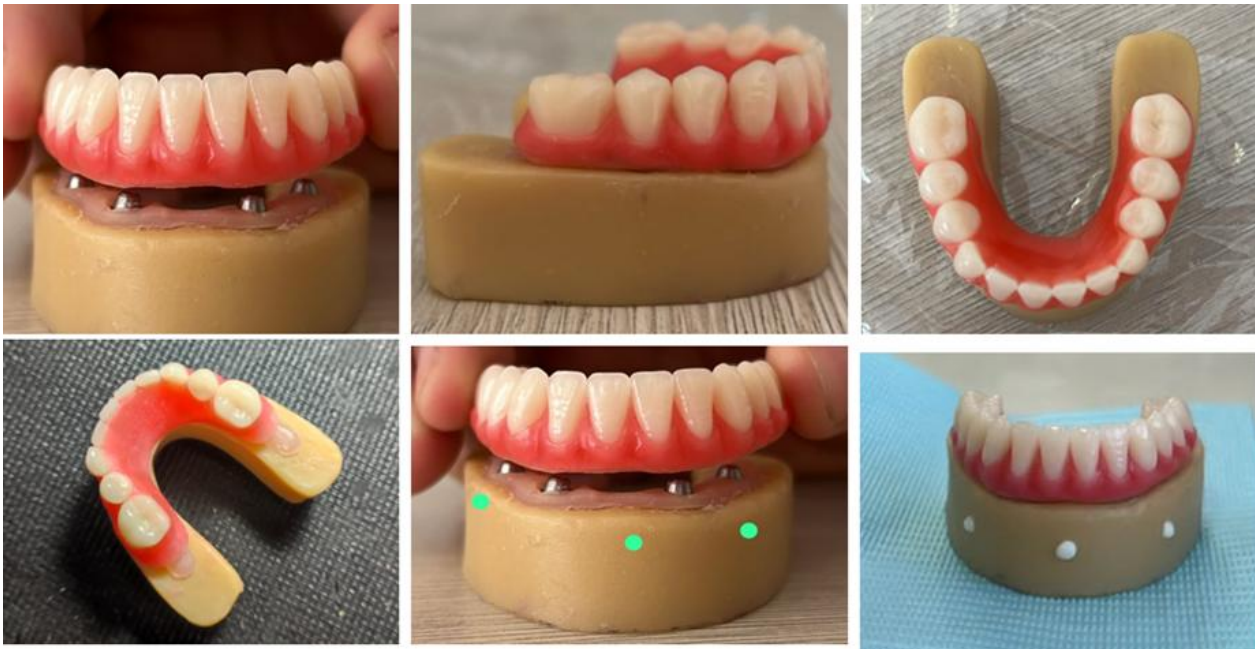


Figura 2: Enfilado maestro de las prótesis del voladizo de 7 y 10 mm.



Figura 3: Escaneo de los enfilados maestros con escáner de mesa Up3d 300e.

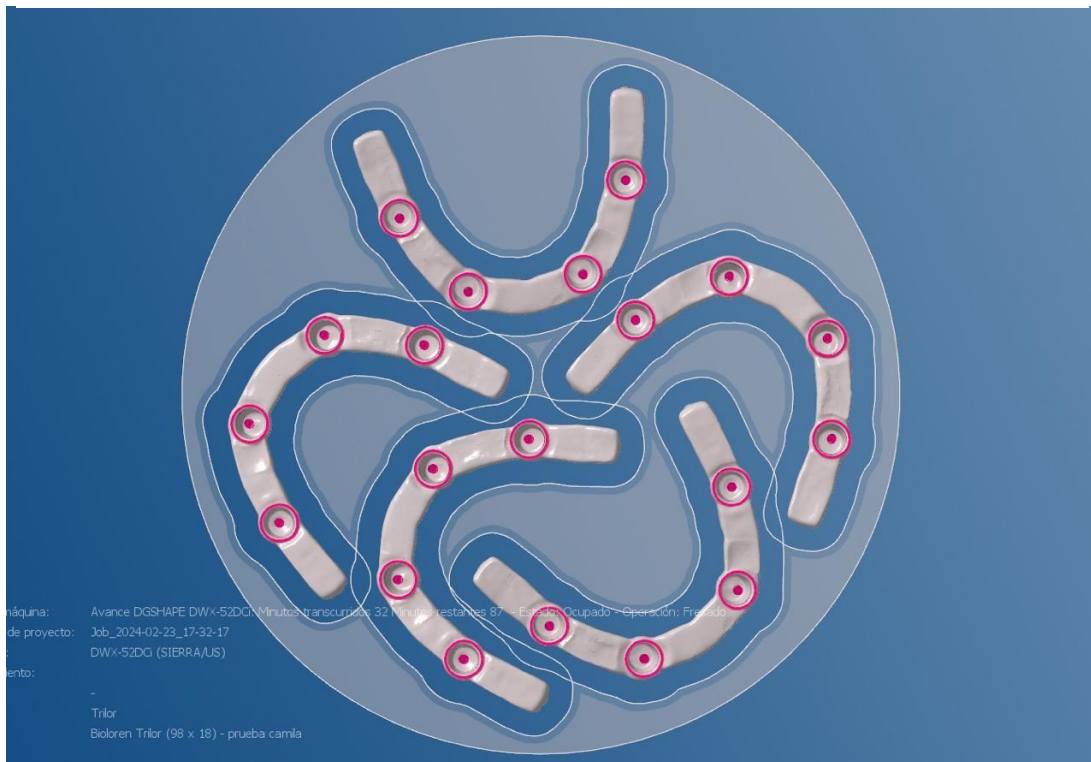


Figura 4: Diseño digital en Dental CAD 3.2 de las barras en Trilior®.

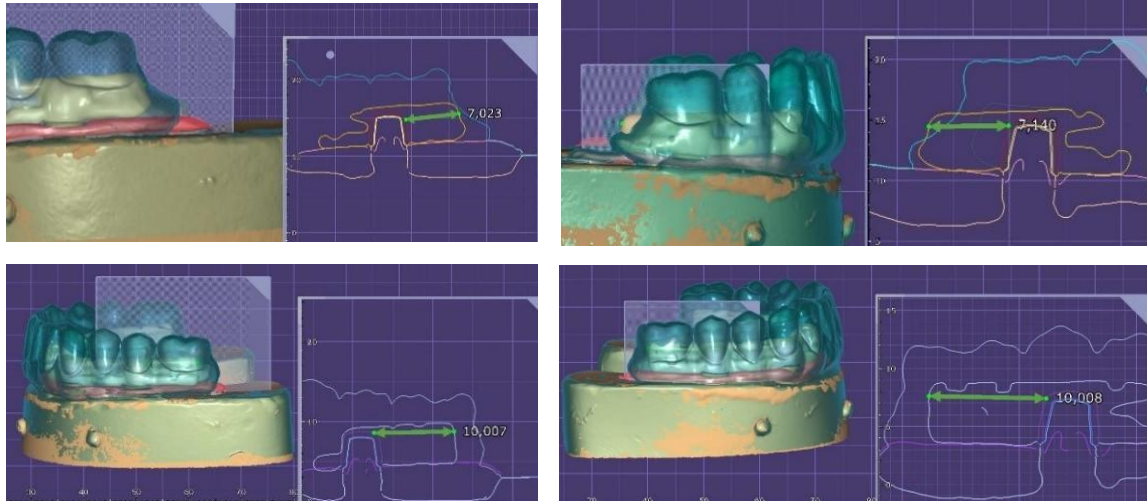


Figura 5: Diseño y verificación de los voladizos de las barras de 7 y 10 mm en software DentalCAD 3.2 Elefsina.

Recubrimiento De Las Prótesis Híbridas



Figura 6: Matriz de silicona para la estandarización de la ubicación de los dientes.

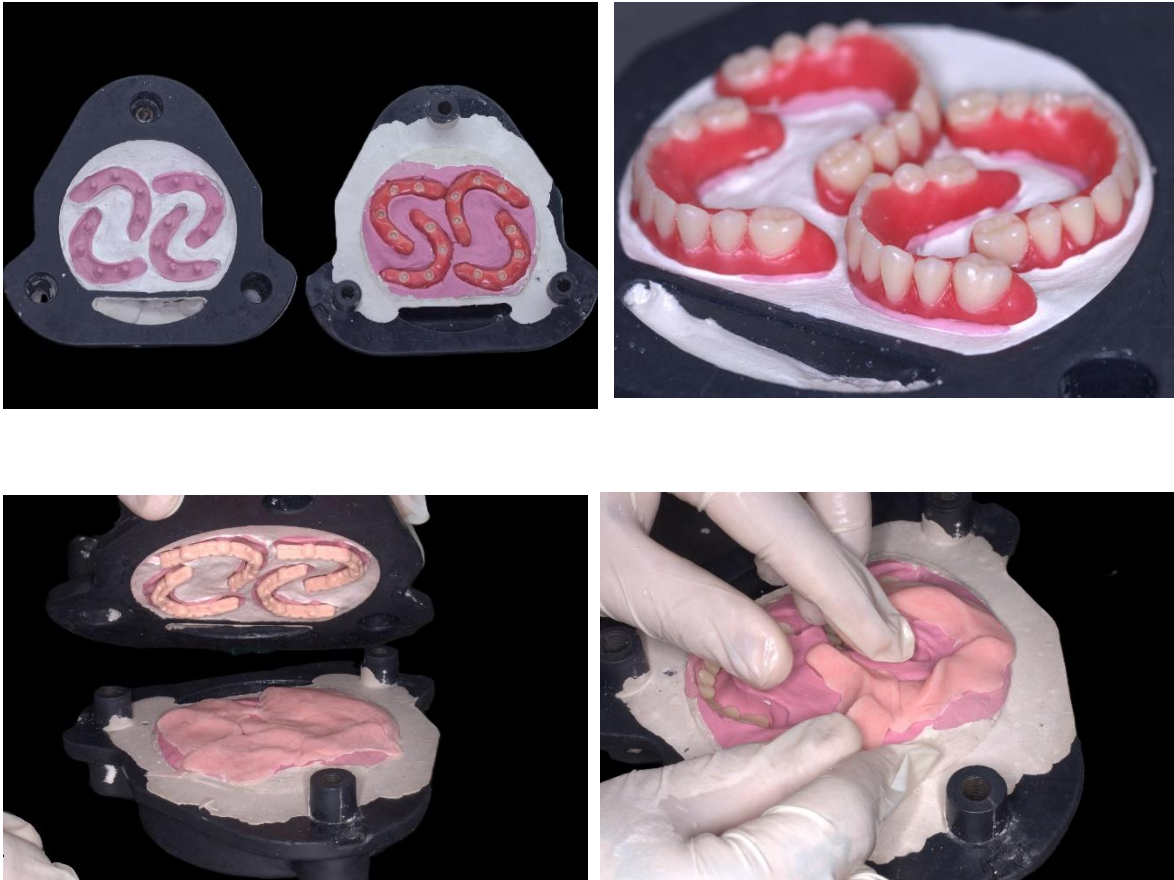


Figura 7: Proceso de enmuflado de los 4 cuerpos de muestra.

Envejecimiento Artificial.



Figura 8: Cuerpos de muestra en inmersión de saliva artificial (Salivar NF®)



Figura 9: Cuerpos de muestra después del proceso de termociclado.

Pruebas Mecánicas:



Figura 10: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron zona centro de cuerpo de muestra voladizo 7mm A.



Figura 11: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona centro de cuerpo de muestra 10 mm A.

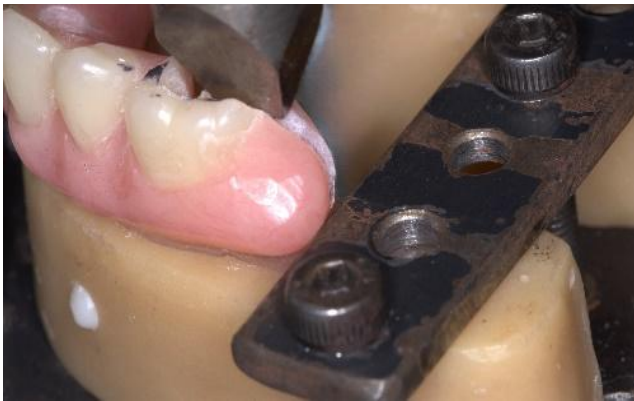


Figura 12: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm AB.



Figura 13: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo derecho cuerpo de muestra 7 mm B.



Figura 14: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm B.



Figura 15: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm B



Figura 16: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm B.

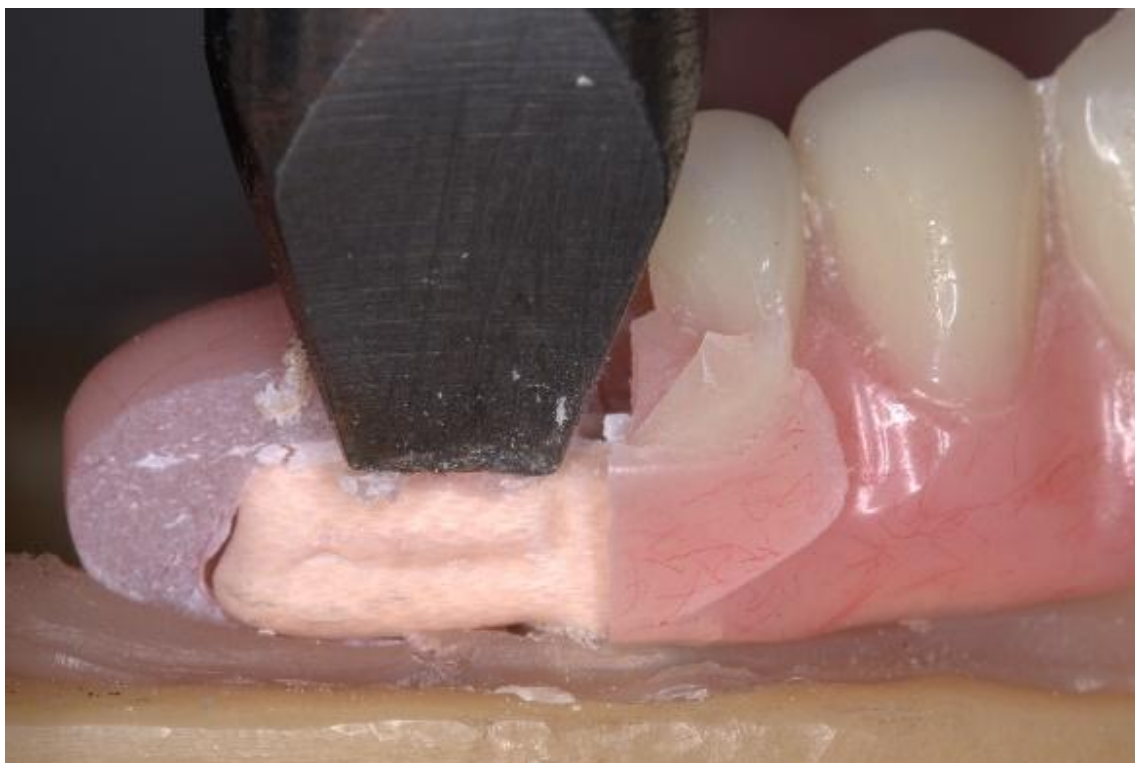


Figura 17: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo derecho cuerpo de muestra 10 mm A.



Figura 18: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 10 mm A.



Figura 19: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 10 mm B.



Figura 20: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm B.



Figura 21: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo izquierdo cuerpo de muestra 7 mm B.



Figura 22: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona centro cuerpo de muestra 10 mm A.



Figura 23: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona centro cuerpo de muestra 10 mm B.