

**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
22 DE NOVIEMBRE 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

EDGAR HERNAN MENESES SILVA
Especialista En Rehabilitación Oral

ASESOR CIENTÍFICO

GLORIA JUDITH HERRERA LARA
Especialista En Ortodoncia Y Ortopedia Maxilar
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



Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 22 de noviembre de
2024

DEDICATORIA

A quienes han estado a nuestro lado en cada paso de este recorrido, brindándonos un respaldo invaluable, y llenándonos de confianza cuando más lo necesitamos.

A nuestras familias, cuyo amor y entrega nos han dado el coraje para perseverar y superar cada obstáculo que se presentó en el camino.

A nuestros amigos y compañeros, por las alegrías compartidas, los desafíos superados juntos, y los recuerdos imborrables que hacen de esta etapa algo único.

A nuestros maestros y guías, cuya sabiduría y compromiso han dejado una huella profunda en nuestra formación, impulsándonos a ser mejores profesionales y personas.

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a todas las personas que, de una u otra manera, han sido parte fundamental de este logro.

A nuestras familias, por su apoyo incondicional, su paciencia y amor inquebrantable, que nos han acompañado en cada momento de este proceso, brindándonos la fortaleza necesaria para seguir adelante.

A nuestros amigos, por estar siempre presentes, ofreciendo palabras de aliento, compartiendo alegrías y brindando su compañía en los momentos más desafiantes.

A nuestros profesores y mentores, quienes con su dedicación, conocimientos y consejos han sido una fuente constante de inspiración. Su orientación ha sido clave en nuestro crecimiento académico y profesional, y por ello les estaremos eternamente agradecidos.

Finalmente, agradecemos a todos aquellos que, de manera directa o indirecta, han contribuido a la culminación de este trabajo. Su influencia ha sido vital para que este proyecto hoy sea una realidad.

TABLA DE CONTENIDO

1. CONTENIDO	
1. INTRODUCCIÓN	13
2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	15
2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	20
3. MARCO TEÓRICO.....	20
4. OBJETIVOS	26
4.1 OBJETIVO GENERAL.....	26
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	26
5. METODOLOGÍA	26
5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	30
5.2 POBLACIÓN OBJETIVO	30
5.2.1 Criterios de selección	30
5.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO.....	31
5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.....	31
5.3.2 Diseño de muestreo.	31
5.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES	31
5.4.1 Variables.	31
5.4.2 Cuadro operacional de las variables	32
5.5 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN	32
5.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	36
5.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	37
6. RESULTADOS.....	38
7. DISCUSIÓN	39
8. RECOMENDACIONES	44

9. CONCLUSIONES.....	45
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	47
11. Anexos – Fotografías/Gráficos/Esquemas.....	56
.....	66
.....	66

LISTA DE TABLAS

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

Tabla 1: Prótesis voladizo bilateral 7mm A.

		Prótesis		Instron		
		Esfuerzo MPa	Deformación %	Extensión	Fuerza N	Deformación μ ni
Centro	Falla 1	24,4	366,5	3,3	1141,5	3,6650
	Falla 2	14,9	453,1	4,08	697	4,5312
	Falla 3	31,2	891,8	8,03	1458	8,9182
	Falla 4	25,7	1188,4	10,7	1201	11,8835
Derecho	Falla 1	33,2	322,1	2,9	1550	3,2207
	Falla 2	33,2	322,1	2,9	1550	3,2207
	Falla 3	28,3	577,5	5,2	1322	5,7751
	Falla 4	28,3	577,5	5,2	1322	5,7751
Izquierdo	Falla 1	21,9	155,5	1,4	1021	1,5548
	Falla 2	18,2	188,8	1,7	848,7	1,8880
	Falla 3	16,1	266,5	2,4	750	2,6654
	Falla 4	10,0	288,8	2,6	465	2,8875

Tabla 2: Prótesis voladizo bilateral 7mm B.

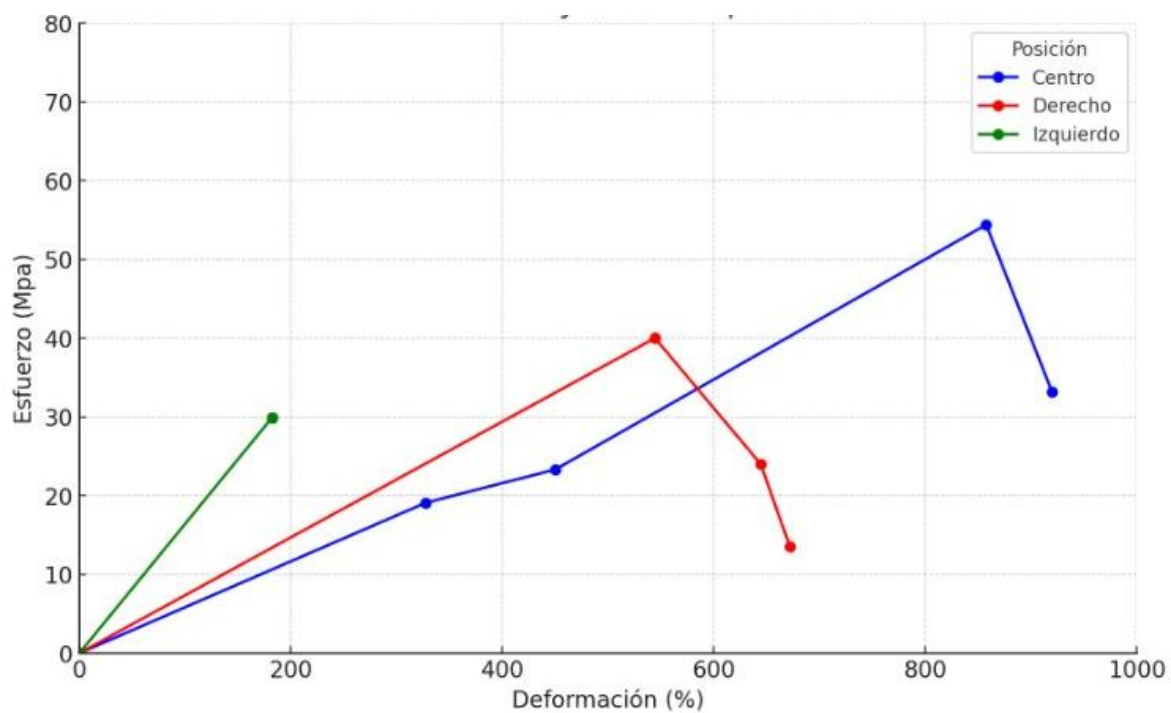
		Prótesis		Instron		
		Esfuerzo MPa	Deformación %	Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
Centro	Falla 1	15,4	155,4	1,4	504	1,5548
	Falla 2	15,9	155,4	1,4	504	1,5548
	Falla 3	53,1	477,6	4,3	1736	4,7756
	Falla 4	53,9	857,9	7,72	1762	8,5794
Derecho	Falla 1	55,1	310,9	2,8	1800	3,1097
	Falla 2	46,8	344,2	3,1	1530	3,442
	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	90,7	0,8	235	0,907
	Falla 2	30,5	590,5	5,31	997	5,905
	Falla 3	30,5	590,5	5,31	997	5,905
	Falla 4	30,5	590,5	5,31	997	5,905

Tabla 3: Prótesis voladizo bilateral 10 mm A.

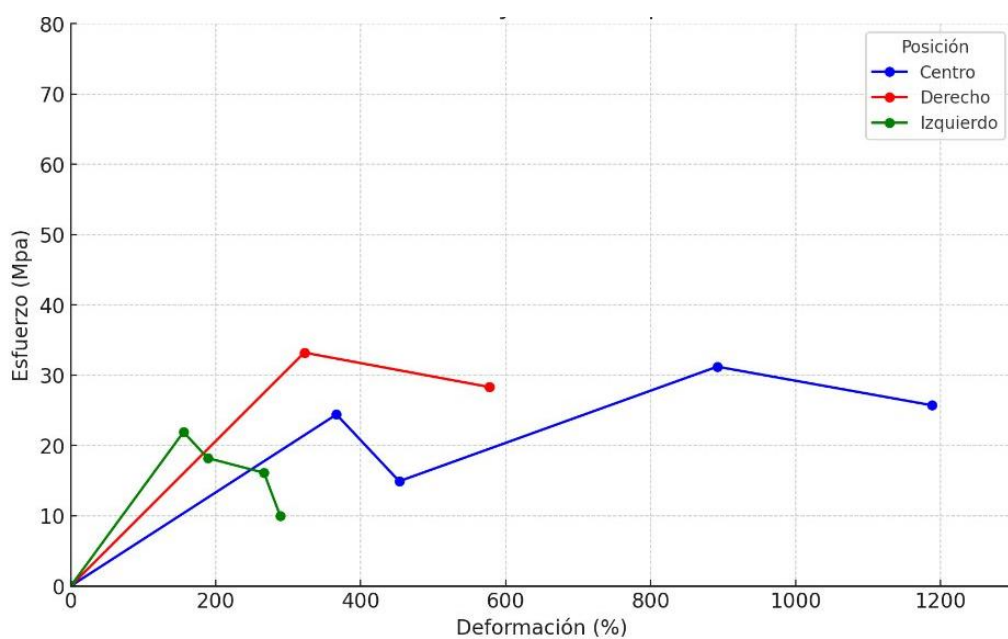
		Prótesis		Instron		
		Esfuerzo MPa	Deformación %	Extensión	Fuerza N	Deformación Uni
Centro	Falla 1	33,7	299,8	2,7	1100	2,9987
	Falla 2	30,8	344,2	3,1	1007	3,4429
	Falla 3	64,7	633,0	5,7	2115	6,3305
	Falla 4	30,1	855,1	7,7	985	8,5517
Derecho	Falla 1	25,3	521,9	4,7	828	5,2199
	Falla 2	25,3	521,9	4,7	828	5,2199
	Falla 3	25,3	521,9	4,7	828	5,2199
	Falla 4	25,3	521,9	4,7	828	5,2199
Izquierdo	Falla 1	42,5	619,7	5,58	1389	6,1972
	Falla 2	42,5	619,7	5,58	1389	6,1972
	Falla 3	42,5	619,7	5,58	1389	6,1972
	Falla 4	42,5	619,7	5,58	1389	6,1972

Tabla 4: Prótesis voladizo bilateral 10 mm B.

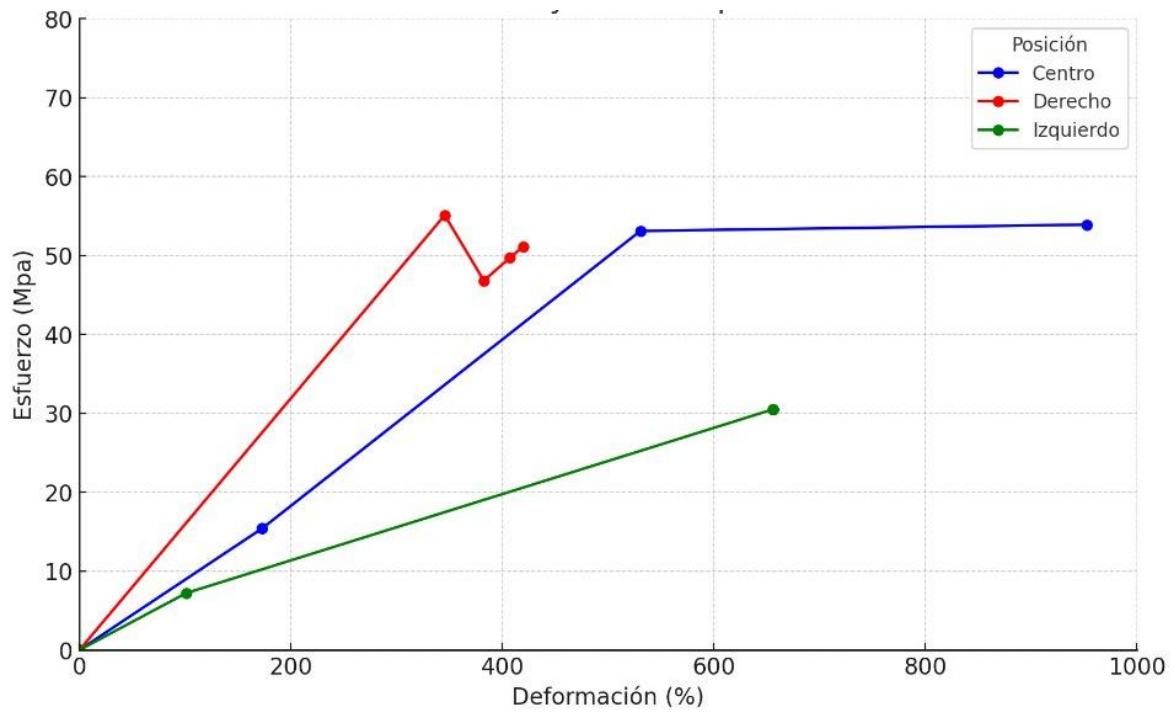
LISTA DE GRÁFICOS



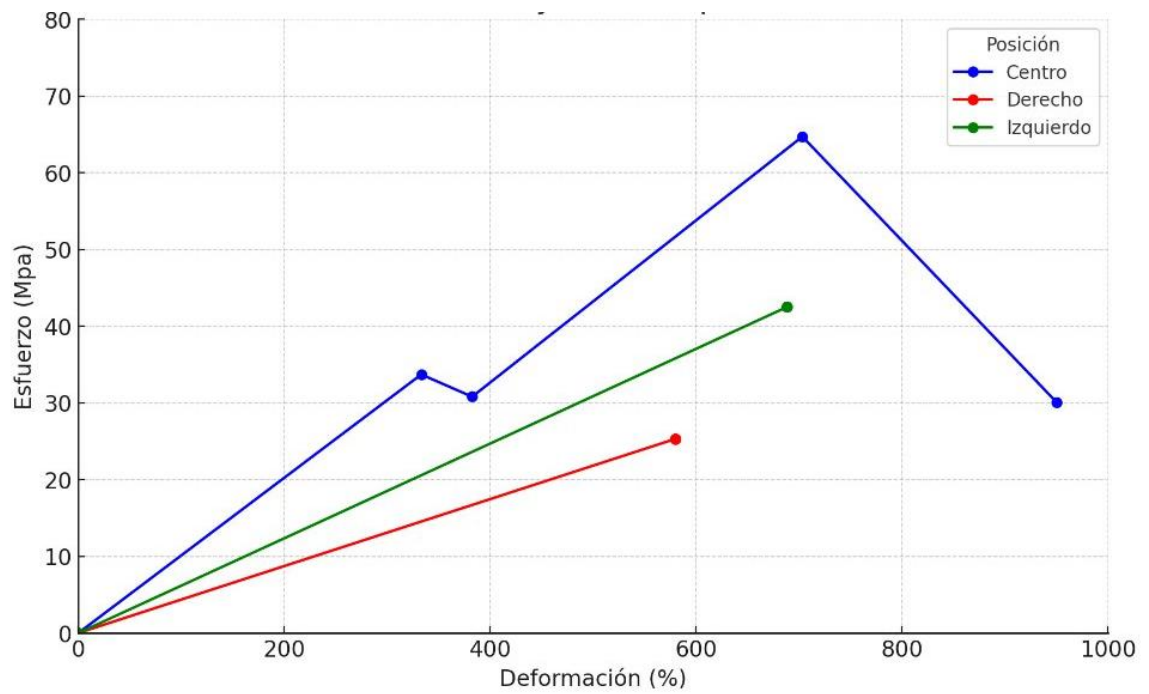
Gráfica 1: Relación entre deformación y esfuerzo prótesis 7 mm A.



Gráfica 2: Relación entre deformación y esfuerzo prótesis 7 mm B.



Gráfica 3: Relación entre deformación y esfuerzo prótesis 10 mm A.



Gráfica 3: Relación entre deformación y esfuerzo prótesis 10 mm B.

GLOSARIO

- **Fibra de Carbono:** Material compuesto de filamentos de carbono que ofrece alta resistencia mecánica y baja densidad. Es ampliamente utilizado en prótesis dentales debido a su rigidez, biocompatibilidad y ligereza. Se emplea en estructuras de prótesis sobre implantes como alternativa a las estructuras metálicas tradicionales.
- **Polímero de Alto Rendimiento (HPP):** Materiales como el PEEK (polieteretercetona) y el PEKK (polieterquetonquetona), utilizados en odontología por su alta resistencia mecánica y estabilidad térmica. Son difíciles de adherir a otros materiales sin tratamientos previos.
- **Protocolo Columbus Bridge:** Procedimiento de carga inmediata en rehabilitaciones completas sobre implantes, que utiliza estructuras reforzadas con fibra de carbono o metal para mejorar la estabilidad y distribución de cargas.
- **Adhesión en Prostodoncia:** Proceso mediante el cual se logra una unión química y mecánica entre diferentes materiales utilizados en prótesis dentales, como las resinas compuestas y las estructuras de fibra de carbono o metal.
- **Ciclado Térmico (Thermal Cycling):** Método de prueba utilizado para simular las condiciones orales en laboratorio. Las muestras se someten a cambios cíclicos de temperatura para evaluar la resistencia de los materiales a condiciones de desgaste y fatiga.
- **Resistencia Flexural:** Capacidad de un material para resistir una fuerza de flexión antes de romperse. Es una propiedad importante en los materiales utilizados para prótesis dentales, ya que afecta su durabilidad y rendimiento clínico.
- **FRP (Fiber Reinforced Polymer):** Polímero reforzado con fibra, generalmente de carbono o vidrio, que combina la resistencia y rigidez de las fibras con la flexibilidad del polímero. Es un material comúnmente utilizado en la fabricación de prótesis dentales debido a su ligereza y resistencia.

- **Trilor®:** Material compuesto de fibra reforzada utilizado en CAD/CAM para prótesis dentales. Comparado con materiales metálicos tradicionales, ofrece una mejor distribución de las tensiones y es menos propenso a la corrosión.
- **CAD/CAM (Diseño y Fabricación Asistidos por Computadora):** Tecnología utilizada en odontología para diseñar y fabricar prótesis dentales de manera precisa y eficiente. Los sistemas CAD/CAM permiten la producción de prótesis con materiales avanzados como los polímeros reforzados y las cerámicas
- **Cobalto-Cromo (Co-Cr):** Aleación metálica comúnmente utilizada en estructuras de prótesis dentales por su alta resistencia a la corrosión, durabilidad y capacidad para soportar cargas mecánicas. Es una alternativa económica a los metales preciosos como el oro
- **Fatiga de Materiales:** Proceso de degradación de un material debido a cargas cíclicas repetidas, lo que eventualmente lleva a la fractura. En odontología, se evalúa la resistencia de los materiales dentales frente a la fatiga para asegurar la durabilidad de las prótesis.
- **Biomecánica:** Estudio de las fuerzas y tensiones en el cuerpo humano, aplicado en odontología para analizar cómo los implantes y prótesis distribuyen las fuerzas masticatorias en los tejidos y estructuras circundantes.
- **Flexión en Tres Puntos:** Prueba mecánica utilizada para medir la resistencia flexural de los materiales dentales. Consiste en aplicar una fuerza en el centro de una muestra soportada en ambos extremos hasta que se rompe .
- **Desgaste Adhesivo:** Tipo de falla en la adhesión de los materiales, donde los componentes se separan en la interfase entre el material de base y el recubrimiento o adhesivo. Este fenómeno es común en las restauraciones de cerámica sobre metal.
- **Prostodoncia Fija Híbrida:** Tipo de prótesis dental que combina elementos fijos y removibles. Normalmente, se utilizan estructuras reforzadas con fibra de carbono o metal para ofrecer rigidez y soporte, mientras que las

superficies oclusales están hechas de resina o cerámica para mejorar la estética y función.

- **Fractura Cohesiva:** Falla que ocurre dentro de un material, sin afectar las interfaces de unión con otros materiales. En las prótesis dentales, este tipo de fractura indica que la unión entre la estructura y el recubrimiento es más fuerte que la resistencia interna del recubrimiento.
- **Microfiltración:** Proceso mediante el cual los fluidos bucales penetran en los microespacios entre la estructura y el recubrimiento de una prótesis, lo que puede generar corrosión, degradación del adhesivo y fallas mecánicas.
- **Prueba de Termociclado:** Técnica de laboratorio que somete a las prótesis dentales a ciclos de temperaturas extremas para simular los cambios térmicos en la cavidad oral, evaluando así su resistencia al desgaste y a la fractura.
- **Prostodoncia Sobre Implantes:** Área de la odontología que se ocupa de la restauración de dientes perdidos mediante prótesis fijas o removibles que se anclan a implantes dentales. Incluye el uso de estructuras metálicas o reforzadas con fibra de carbono para mayor durabilidad y adaptación.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, las rehabilitaciones completas de la arcada, respaldadas por implantes, se consideran una opción de tratamiento confiable para casos de pérdida total de dientes (1). No obstante, el éxito a largo plazo de estos procedimientos depende de una planificación precisa que tenga en cuenta tanto los aspectos quirúrgicos como protésicos de la rehabilitación (2).

Los avances en la fabricación digital han viabilizado la creación de prótesis dentales fijas implantosoportadas (PDFIS) utilizando una amplia gama de materiales recientemente introducidos. El fresado asistido por diseño y fabricación asistida por computadora (CAD-CAM) permite la producción de PDFIS con una precisión elevada al simplificar los procesos de fabricación de estructuras complejas (3).

Las prótesis híbridas (PHs) soportadas por implantes de arcada completa en voladizo representan una opción protésica que exhibe elevadas tasas de supervivencia en pacientes edéntulos que enfrentan desafíos como la presencia de espacios protésicos aumentados, una pérdida ósea significativa y la ausencia de soporte adecuado para los tejidos blandos (4–6).

A pesar de la popularidad de estas PHs, diversos estudios han señalado una alta incidencia de complicaciones que requieren múltiples citas para mantenimiento y reparación a fin de preservar su funcionalidad (7–10).

Con el propósito de proporcionar evidencia sobre el rendimiento de nuevos materiales como los composites reforzados con fibra (FRC - Fiber-Reinforced Composite) que se componen por una resina termoendurecible y por un refuerzo multidireccional de fibra de vidrio, el objetivo de este estudio es determinar la resistencia a la extensión distal a diferentes medidas y zona anterior media de una prótesis híbrida elaborada su barra con un tecnopolímero de alto rendimiento; específicamente Trilor® fabricado por la empresa Bioloren®, utilizando tecnología CAD-CAM.

La durabilidad de las PDFIS está condicionada por las propiedades mecánicas generales del material estructural, que incluyen su ajuste, así como por las propiedades físicas del material de revestimiento y su unión con la estructura. Este análisis exhaustivo resume la información más reciente sobre los materiales estructurales fresables mediante CAD-CAM, como las aleaciones blandas pre-sinterizadas, las resinas compuestas reforzadas con fibra, el PEEK y el PEKK dentro de la familia de polímeros de alto rendimiento, así como el 4Y-TZP.

Aunque se han observado resultados prometedores en el uso de estos nuevos materiales CAD-CAM fresables para PDFIS, existe una falta de estudios clínicos, y la investigación futura debería dirigirse hacia la evaluación del rendimiento global de estos materiales fresables en condiciones tanto estáticas como dinámicas.

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Según el estudio nacional de salud bucal (ENSAB IV) realizado en el año 2010 – 2011, Se determinó que el 32.87% de la población de adultos mayores presentaban edentulismo bi-maxilar, generando una disminución en la calidad de vida. Teniendo en cuenta esto, se fueron buscando alternativas de tratamiento, iniciando desde una prótesis total mucosoportada, que ha venido funcionando por generaciones, sin embargo, este no permite una estabilidad oclusal adecuada, ya que se encuentra sobre tejidos blandos móviles, y tejido óseo que se va reabsorbiendo. Como otra alternativa de tratamiento, se introdujo la prótesis híbrida, que son un tipo de prótesis dental fija que se atornilla a los implantes y están formadas por una estructura metálica, generalmente de aleación, sobre la que se coloca un recubrimiento de resina acrílica con dientes artificiales. Pueden tener extensiones, cantilever o voladizos distales (8).

Factores como la longitud y presencia de voladizos (11), la falta de propiocepción (12), el tipo de oclusión (13), sobrecargas parafuncionales (14) y la unión deficiente entre el revestimiento y la estructura metálica se consideran riesgos principales asociados con el fracaso de estas restauraciones protésicas fijas mediante implantes. (15,16)

A pesar de los esfuerzos por mejorar la adhesión entre la resina acrílica y las aleaciones metálicas (17–19), los desprendimientos o fracturas de dientes artificiales y tejidos gingivales protésicos siguen siendo problemas comunes que contribuyen a fallos en las PHs, junto con el desgaste de las superficies oclusales (9,10).

En las PHs, las microfiltraciones en la interfaz entre los componentes acrílicos y la estructura metálica pueden provocar filtraciones de fluidos, microespacios y deterioro de la resina acrílica (20). Las discrepancias en los coeficientes de expansión térmica entre la superestructura acrílica y la estructura metálica, así como

la contracción volumétrica de la resina acrílica, se han asociado con la falla de la unión en la interfaz acrílico/metal (21,22).

En un intento por abordar estos problemas, se han desarrollado materiales libres de metales como las fibras de carbono, que ofrecen una rigidez similar (2, 23–25). Sin embargo, existe poca investigación sobre las propiedades mecánicas de estas nuevas mesoestructuras cuando se combinan con resina acrílica o compuesta, especialmente en términos de resistencia a la fractura de los voladizos distales de las prótesis híbridas (23–25).

En este contexto, se han recomendado extensiones maxilares de voladizo entre 10 y 12 mm (26) y entre 12 y 15 mm (27,28). No obstante, la mayoría de los expertos coinciden en que las extensiones deben ser lo más cortas posible para evitar problemas biomecánicos (29).

En este tipo de prótesis, el material protésico juega un papel importante en la supervivencia, ya que mediante éstos se va a dar la transmisión del estrés que se produce durante la masticación. El estrés generado durante la función se transfiere a la interfaz implante-hueso y puede provocar complicaciones mecánicas y/o biológicas (9,10).

El diseño y el material utilizados en prótesis respaldadas por implantes desempeñan un papel crucial en el éxito a largo plazo de la rehabilitación, influyendo en la recuperación de la función masticatoria y en la calidad de vida de los pacientes. Generalmente, las mesoestructuras para estas prótesis se producen mediante fundición de metal o mediante fresado de titanio o circonio (2,30). Como alternativa, también se pueden emplear materiales poliméricos para la confección de la mesoestructura(31).

Investigaciones previas han evidenciado la viabilidad de utilizar materiales compuestos reforzados con fibra de carbono (CFRC) o fibra de vidrio (GFRC) en la fabricación de prótesis completas soportadas por implantes (2,13) . Además, se han introducido polímeros de alto rendimiento (PAR) en este ámbito. Los (PAR) que han

incursionado en la odontología son las poliariletercetonas (PAEKs), una familia de polímeros termoplásticos sintéticos semicristalinos que comprende diversos materiales con estructuras químicas variables. Usualmente, los PAEKs se describen en función de las letras "E" y "K", indicando la secuencia de unidades de grupos éter y cetona en la estructura del polímero (31).

El polietercetonaquetona (PEKK) fue presentado inicialmente por Bonner en 1962, y desde entonces ha sido empleado en diversas aplicaciones industriales y militares (14). Gracias a sus múltiples cualidades, se introdujo en el ámbito médico y odontológico con una amplia variedad de usos (15). Se ha utilizado como una opción en sustitución de metales y cerámicas en el campo de la odontología. Este material exhibe propiedades mecánicas destacadas, baja densidad, ligereza, semirradiolucencia, actividad antibacteriana, un color marfil similar al de los dientes, resistencia química y al desgaste, así como excelente biocompatibilidad (14,16). En cuanto a las propiedades mecánicas, el PEKK tiene una favorable relación entre resistencia y peso, mostrando similitudes notables con las características de los tejidos mineralizados humanos. De hecho, su densidad (inferior a 2 g/cm³), resistencia a la compresión (entre 200 y 300 MPa) y módulo de elasticidad (5.1 GPa) son comparables a los de la dentina y el hueso. El PEKK exhibe un 80% más de resistencia a la compresión y superiores propiedades de fatiga a largo plazo en comparación con el PEEK no reforzado, gracias a la presencia del grupo cetona adicional (17,18).

Debido a estas características mencionadas anteriormente, el PEKK ha sido reconocido como un material restaurador para prótesis fijas, utilizado para fabricar estructuras tanto monolíticas como bilaminadas. Estas últimas consisten en capas revestidas con resina compuesta, aplicándose en la construcción de coronas y puentes sobre dientes naturales, incrustaciones nucleares con o sin sobre incrustaciones, e incluso coronas posteriores monolíticas (14).

La conveniencia de fabricación y reparación, resistencia a la corrosión, capacidad de absorber impactos, buena estética, y costos reducidos, entre otras cualidades, convierten a los materiales poliméricos como el PEKK en opciones apropiadas para la prostodoncia de implantes, en comparación con otros estéticos como la cerámica y el circonio (12).

Además, las restauraciones elaboradas con polímeros radiolúcidos como PEEK o PEKK pueden disminuir significativamente los artefactos en las imágenes de tomografía computarizada y mejorar la calidad de la imagen en comparación con el titanio y el circonio (19).

No obstante, estos materiales novedosos y prometedores requieren investigaciones tanto in vitro como in vivo para validar su efectividad (31). Una de las propiedades mecánicas relevantes para la absorción de impactos es la resistencia a la flexión y el módulo elástico. Este aspecto debe ser considerado al evaluar la posible aplicación del PEKK como material estructural en la prostodoncia de implantes, especialmente en rehabilitaciones respaldadas por implantes de arco completo y, sobre todo, en situaciones de protocolos de carga inmediata donde es esencial controlar la carga para asegurar una adecuada osteointegración y prevenir o minimizar los micro movimientos del implante (31).

El control apropiado de la carga está relacionado con factores vinculados al paciente, así como al diseño y material de la prótesis. La presencia de una subestructura rígida, que conecta de manera firme los implantes, se considera que proporciona una distribución más uniforme del estrés oclusal a los pilares e implantes. Esto ayudaría a evitar niveles elevados de fuerzas compresivas y tensiones en el hueso periimplantario, algo crucial justo después de colocar implantes en casos de carga inmediata (20,32). Simultáneamente, la capacidad de absorción de impactos de los materiales restauradores podría contribuir a mitigar las cargas oclusales (21).

La fabricación de prótesis híbrida mediante el colado de aleaciones metálicas por técnica de cera perdida demanda gran cantidad de pasos en el laboratorio lo cual lo convierte en una técnica sensible que predispone a cometer errores inherentes durante el proceso, que conlleva a desadaptaciones en las estructuras definitivas (10,22). El desajuste de la estructura puede no ser detectable intraoralmente. Existe un consenso que parametriza que puede existir una desadaptación entre 10 a 150 μm aceptable en la práctica clínica para estructuras de implantes (9,10,23). Siendo este rango bastante amplio. Las tecnologías CAD-CAM reducen los pasos de fundición a la cera perdida y se basan en producciones digitales completas, lo que conduce a una mayor precisión y un menor costo en comparación con las técnicas convencionales (22,33).

Una de las aleaciones más utilizadas en la fabricación de estructuras dentales es el cobalto-cromo (Co-Cr). Sus propiedades, como su dureza, resistencia y bajo costo, la hacen una opción popular entre técnicos y clínicos dentales. Sin embargo, la fundición de Co-Cr puede provocar la contracción de la estructura definitiva, con liberación de iones metálicos y superficies rugosas (34,35). Una alternativa al colado son las estructuras de Co-Cr fabricadas mediante CAD-CAM en forma de bloques duros o blandos presinterizados (26).

Mientras que los materiales de restauración a base de metal son fuertes y duraderos, plantean riesgos, respuestas biológicas negativas, mala estética y conductividad térmica desfavorable (27). Se desarrolló un nuevo tecnopolímero creado por Bioloren, llamado Trilor®, compuesto por una resina termoendurecedora y por un refuerzo multidireccional de fibra de vidrio, presenta propiedades destacadas como una alta tenacidad, libre de corrosión, un peso ligero (3 – 5 veces menos que el metal y el zirconio) y una gran resistencia a los esfuerzos y que puede ser empleado tanto en disco para ser fresado como en arco preformado, y que resulta especialmente adecuado para la sujeción de materiales estéticos como compuestos, resina acrílica, disilicato de litio, cerámica estética y zirconio (28).

En el presente estudio se buscó determinar cuál fue la resistencia flexural a la fractura del TRILOR en una estructura para prótesis híbrida, realizando ciclos de envejecimiento (termociclado) semejantes a 1 año en un medio con saliva artificial utilizando una fuerza aproximada de 900 N.

2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la resistencia flexural de una prótesis híbrida realizada con una estructura en Trilor® con un recubrimiento acrílico y sometida a termociclado?

3. MARCO TEÓRICO

Inicialmente, las prótesis híbridas seguían el protocolo establecido por Brånemark, utilizando estructuras de oro fundido recubiertas con resina acrílica, dientes acrílicos incrustados y voladizos distales bilaterales (36,37). Sin embargo, debido al costo asociado con el uso del oro, se han explorado alternativas como aleaciones de plata-paladio (38), titanio (39) o cromo-cobalto (40). Las prótesis híbridas soportadas (PH) por implantes de arco completo en voladizo han surgido como una alternativa protésica con elevadas tasas de supervivencia, especialmente en situaciones clínicas desafiantes que involucran pacientes edéntulos con espacios protésicos ampliados, pérdida significativa de hueso alveolar y carencia de un soporte adecuado para los tejidos blandos (41,42). Siguiendo el protocolo original de Brånemark, estas restauraciones, inicialmente fabricadas con estructuras de oro colado recubiertas con resina acrílica y dientes de acrílico incrustados, presentaban voladizos distales en ambas hemiarquadas (43). Sin embargo, debido al costo asociado con el oro, se han empleado diversas aleaciones como alternativas, incluyendo aquellas basadas en plata-paladio (44), titanio (23) o cobalto-cromo (45).

A pesar de la popularidad de las prótesis híbridas soportadas por implantes (HP), diversos estudios destacan la prevalencia de complicaciones que frecuentemente resultan en múltiples citas de mantenimiento y reparación para garantizar su funcionalidad (46,47). La presencia y longitud de los voladizos (48), la ausencia de una fina propiocepción (49), el tipo de antagonista (50), la sobrecarga parafuncional (51), y la deficiente unión entre el material de recubrimiento y el armazón metálico, son los principales factores de riesgo asociados a las fallas en estas rehabilitaciones fijas con implantes. A pesar de los intentos por mejorar la retención entre la resina acrílica y las aleaciones metálicas (52,53), el desprendimiento y/o fractura de los dientes artificiales y de los tejidos gingivales protésicos continúan siendo los problemas más comunes que generan fallos en las PH, junto con el desgaste de las superficies oclusales (47,54).

Por un lado, la carencia de una adhesión química entre los componentes de acrílico y la estructura metálica subyacente puede dar lugar a microfiltraciones en la unión, perforaciones de fluido, microespacios y degradación de la resina acrílica(55). Por otro lado, las discrepancias en los coeficientes de expansión térmica entre la superestructura de acrílico y el armazón metálico, junto con la contracción volumétrica de la resina acrílica, también se han asociado con la falla en la unión del interfaz acrílico/metal. (56,57)

En los últimos años, el intento de superar estas desventajas ha impulsado el desarrollo de materiales sin metal, como las fibras de carbono, que parecen ofrecer una rigidez comparable (57,58). Sin embargo, hay escasos estudios que aborden las propiedades mecánicas de estas nuevas estructuras intermedias cuando se combinan con acrílico o resina compuesta (43,56,57). Además, no se ha investigado específicamente la resistencia a la fractura de los voladizos distales en prótesis híbridas fabricadas con estas combinaciones de materiales, a pesar de que los voladizos son las áreas más susceptibles a fracturas. En este contexto, se han recomendado extensiones maxilares de voladizo entre 10 y 12 mm (52) y entre 12 y 15 mm(3,59). No obstante, la mayoría de los expertos coinciden en que las extensiones deben ser lo más cortas posible para evitar problemas biomecánicos

(60). En nuestro experimento, hemos optado por cargar voladizos de 7 a 10 mm de longitud, ya que 13 mm este representa el promedio sugerido en la literatura y abarca la dimensión mesiodistal de dos premolares para un arco dental reducido (SDA).

La restauración de la función masticatoria y la estética dental en pacientes edéntulos a través de prótesis híbridas implantoportadas ha demostrado ser una excelente opción. No obstante, durante el proceso de diseño y fabricación de estas prótesis, especialmente en áreas posteriores sin dientes, pueden surgir desafíos biomecánicos y protésicos. Por ello, es esencial investigar y perfeccionar el diseño de estas prótesis para mejorar su durabilidad, estabilidad y éxito a largo plazo.

Las prótesis híbridas, compuestas por una estructura metálica con cobertura de resina acrílica y dientes artificiales, son una alternativa fija para pacientes edéntulos con importantes deficiencias alveolares. En la colocación de implantes en arcadas sin dientes, puede ser necesario incorporar extensiones distales o cantilevers para asegurar una función masticatoria adecuada, generando tensiones biomecánicas en la prótesis. La proporción entre la longitud del cantilever y la altura del pilar (CL-AP) se convierte en un aspecto crucial en el diseño de prótesis híbridas, con pautas específicas para lograr un éxito clínico previsible.

Tanto el material protésico como el proceso de fabricación influyen en la supervivencia de las prótesis híbridas, siendo el ajuste preciso de la estructura sobre los implantes un factor determinante para evitar complicaciones mecánicas y biológicas. El diseño de las mesoestructuras debe ser sólido y capaz de soportar las fuerzas masticatorias, evitando áreas de alta tensión que puedan comprometer la integridad estructural de la prótesis. La elección de diseños mecánicamente óptimos y el grosor adecuado de las estructuras son elementos cruciales para prevenir fracturas y asegurar una distribución adecuada de las cargas oclusales. En una revisión sistemática realizada por el Dr. Pjetursson, las complicaciones técnicas son más frecuentes en implantes que en prótesis apoyadas por dientes

naturales. Esto resalta la importancia de un diseño cuidadoso de la forma y los materiales de la prótesis en la Prostodoncia sobre Implantes (3).

Especialmente al aplicar protocolos de carga inmediata, los profesionales deben gestionar el control de carga para minimizar los micro movimientos del implante y lograr una óptima osteointegración (4).

Un adecuado control de carga depende de factores relacionados tanto con el paciente como con el diseño de la prótesis. La presencia de una subestructura rígida que conecte los implantes de manera firme es crucial para una distribución equitativa del estrés oclusal a los pilares e implantes, evitando tensiones elevadas y deformaciones compresivas en el hueso periimplantario, especialmente tras cargar los implantes (5)

Además, Ogawa et al., informa que el uso de una estructura rígida puede reducir los momentos de flexión de la prótesis, disminuyendo la incidencia de complicaciones técnicas (6)

En la rehabilitación sobre implantes, las barras de oro y sus aleaciones, y otras metálicas como Cr-Co, Au-Pd y Ag-Pd, se han utilizado como materiales estándar. El propósito principal de esta elección es incrementar la rigidez de la prótesis, proporcionando así una protección contra sobrecargas a los implantes y reduciendo el riesgo de posibles complicaciones técnicas. Incluso en situaciones donde el espacio para la prótesis es limitado, el metal permite crear una barra suficientemente rígida. Esto facilita la fabricación de una prótesis estéticamente agradable, sin necesidad de tejido blando rosa, y evita la necesidad de realizar una remodelación ósea agresiva que sería requerida para acomodar una prótesis acrílica completa, la cual sería rígida y gruesa, especialmente en casos con limitaciones de volumen protésico (61).

El titanio y sus aleaciones, junto con la circonia, han sido introducidos como opciones alternativas para la fabricación de barras sobre implantes mediante tecnología CAD/CAM, demostrando altas tasas de éxito del implante que oscilan entre el 92.4% y el 100%(62). Estos dos materiales exhiben una alta biocompatibilidad al prevenir la corrosión galvánica, que es una desventaja común de las aleaciones metálicas no nobles (34). Sin embargo, según un reciente estudio in vitro, se observó que las barras de circonia presentaron una mayor concentración de tensiones en comparación con las barras fabricados con titanio. Además, los autores aconsejaron precaución en el uso de barras de circonia en situaciones que pudieran presentar posibles factores de riesgo para complicaciones mecánicas, como los hábitos parafuncionales (63).

En otro estudio clínico, se observó una tasa del 31.25% de astillado/fractura de porcelana después de 2-4 años de funcionamiento. A pesar de que el titanio ofrece una buena rigidez y una resistencia a la flexión superior a otros metales, su fabricación requiere equipo especial debido a su elevado punto de fusión y reactividad. Por último, se han documentado problemas técnicos tanto en los marcos de circonia como en los de titanio elaborados mediante tecnología CAD/CAM para prótesis respaldadas por implantes (59,64).

La utilización de metales en los marcos de prótesis fijas implica costos elevados y un tiempo de procesamiento considerable. Además, su afinidad adhesiva con la resina acrílica no es ideal, lo que a menudo resulta en el astillado de los revestimientos estéticos dentales desde la subestructura, causando molestias al paciente. Por esta razón, están surgiendo alternativas potenciales. En la actualidad, hay un creciente interés en los compuestos reforzados con fibras (FRC), un grupo de materiales que combinan una matriz polimérica y fibras de refuerzo. Aunque estos materiales fueron probados inicialmente en la década de 1960, han experimentado un desarrollo más extenso y han sido clínicamente aprobados para su uso dental en los últimos 30 años. Los FRC modernos se emplean en situaciones donde se buscan propiedades de alta resistencia estática y dinámica, así como tenacidad a la fractura, especialmente en relación con el peso (7).

Las fibras de vidrio, apreciadas por sus características estéticas, se han empleado principalmente como refuerzos en prótesis de resina. No obstante, su rigidez y resistencia pueden resultar insuficientes en prótesis fijas de arco completo, especialmente cuando se comparan con las aleaciones metálicas, sobre todo en situaciones clínicas donde el espacio protésico es limitado. En contraste, según un estudio in vitro realizado por Menini et al., el compuesto de resina con fibras de carbono (CFRC), gracias a sus propiedades mecánicas óptimas y biocompatibilidad, puede ser utilizado en la construcción de estructuras para restauraciones fijas respaldadas por implantes, presentándose como una alternativa viable a los materiales metálicos.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

- Evaluar las propiedades mecánicas de una prótesis híbrida fabricada con polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®. .

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Describir las características mecánicas como 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.
2. Determinar la resistencia a la fractura en extensiones distales de 7mm y 10 mm.
3. Determinar la resistencia a la fractura en zona anterior del cuerpo en medio de los incisivos centrales inferiores.

5. METODOLOGÍA

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 brillo.

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 7) (Figura 8)**. 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.

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.

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

El propósito de este estudio es llevar a cabo una investigación experimental en un entorno de laboratorio, es decir, in vitro, lo que significa que se lleva a cabo fuera de un organismo vivo y en condiciones controladas. El objetivo principal es determinar la resistencia a la extensión distal de una prótesis híbrida hecha con una resina compuesta reforzada con fibra de vidrio (Trilor), mediante la realización de pruebas en una muestra bajo condiciones controladas.

5.2 POBLACIÓN OBJETIVO

La población corresponde a un grupo de 4 prótesis dentales híbridas hechas en una barra con un polímero de alto rendimiento y fabricadas mediante tecnología CAD/CAM.

5.2.1 Criterios de selección

- Prótesis híbridas fabricada sobre una barra de un polímero de alto rendimiento.
- Voladizos distales: derecho e izquierdo.
- Voladizos distales de 7mm y 10 mm.

5.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Las prótesis en su acrilado deben cumplir con estándares uniformes y seguir parámetros de control. En este contexto, se trata de prótesis híbridas fabricadas con una barra de un polímero de alto rendimiento.

5.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Prótesis con inexactitudes o deficiencias en la etapa de diseño.
- Fallos o debilitamiento ocasionados durante la construcción de la prótesis.

5.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

Para este estudio se calculó un tamaño de muestra de 4 prótesis fabricadas con un polímero de alto rendimiento Trilor®. Producidas con tecnología CAD-CAM.

Se tomaron en cuenta los parámetros de acuerdo con los resultados del estudio realizado por Haroyan cols, “fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling” realizado en el año 2022 (29).

5.3.2 Diseño de muestreo.

5.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

5.4.1 Variables.

Las variables para la prueba que realizaremos son la fuerza de compresión (independiente) y la resistencia a la fractura (dependiente).

5.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla X. Definición operacional de las variables

VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO / NIVEL DE MEDICIÓN	VALORES POSIBLES	FUENTE DE INFORMACIÓN
Longitud	Hace referencia al largo de la pieza y se usa de referencia para los puntos de soporte y presión en la prueba de resistencia.	Cuantitativa	1 a 2000 newtons	Medición dada en laboratorio
Fuerza de compresion	Se refiere a la carga que soporta la prótesis debido a la aplicación de fuerzas de presión.	Cuantitativa	1 a 2000 newtons	Medición dada en laboratorio
Resistencia a la fractura	Se refiere a la capacidad de la prótesis para resistir la fuerza de presión antes de experimentar una deformación o sufrir una fractura total o parcial	Cuantitativa	1 a 2000 newtons	Medición dada en laboratorio
Tamaño	Se trata de las medidas de la prótesis híbrida en términos de altura, anchura y profundidad con respecto a la pieza dental.	Cuantitativa	1 a 3 centímetros	Medición dada en laboratorio
Peso	Se refiere a la fuerza que ejerce la gravedad sobre un objeto, causando su atracción hacia el suelo.	Cuantitativa	1 a 250 gramos	Medición dada en laboratorio

5.5 RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

Diseño Y Fabricación De Muestras:

Para este estudio experimental in vitro con parámetros controlado en laboratorio (35) se fabricarán dos prótesis híbridas inferiores en voladizos cuya estructura será diseñada en TriLor®, por medio de tecnología CAD-CAM, la supraestructura o también denominada recubrimiento, será en resina acrílica soportada por 4 implantes en el maxilar inferior.

Para garantizar la transferencia exacta de la morfología de las prótesis hasta el primer premolar se realizó una matriz en silicona del primer enfilado que contaba

con la presencia de dos premolares y un molar a cada lado y el segundo solo contaba con un premolar y un molar a cada lado

Estos modelos de enfilados fueron digitalizados con un escáner de laboratorio extraoral, para poder diseñar la meso estructura de cada uno de ellos guardada como archivo STL y enviarlo para que la estructura sea fresada en TRILOR y posteriormente para la construcción de la encía protésica se utiliza resina acrílica termopolimerizable, se vertira en la mufla con cada meso estructura, y se realizara el curado. 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.

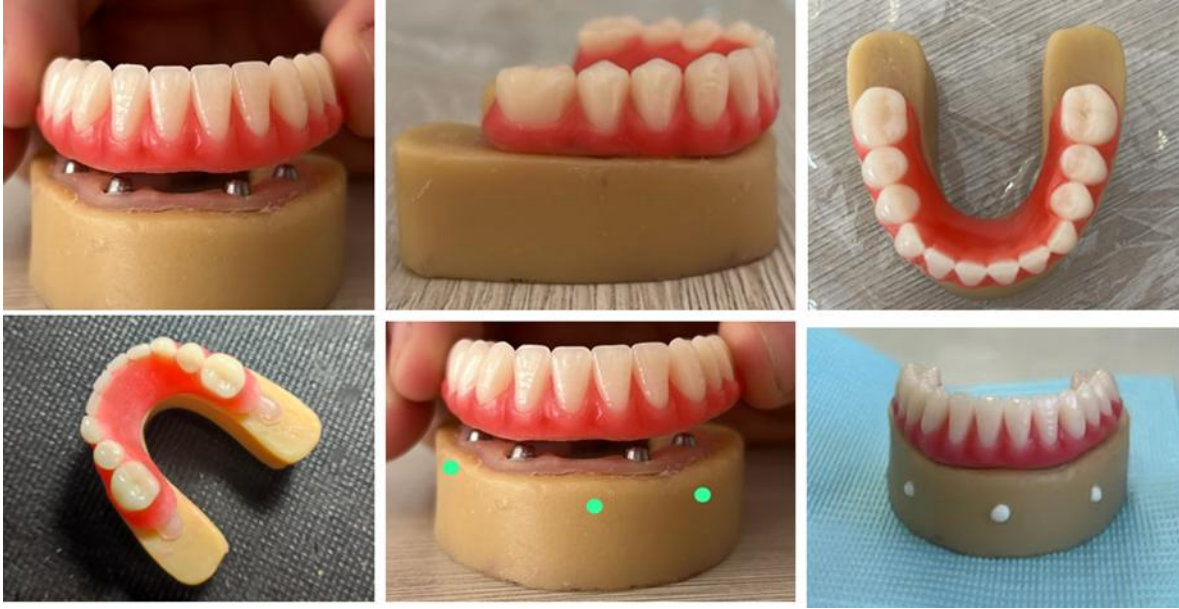
RECUBRIMIENTO DE LAS PRÓTESIS HIBRIDAS

Todas las prótesis se realizarán en el laboratorio Julio Prieto, para la realización de las prótesis, grupo A y B. son idénticas en tamaño según características de cada grupo, se hacen los enfilados de los dos grupos.

Se realizará un registro con silicona de adición (marca comercial y principio activo) empleando la mufla protésica, para ello se posiciona el enfilado del cuerpo de la prótesis híbrida sobre los modelos donde se encuentra posicionada la barra en TRILOR previamente diseñada y lista, en la cual irán como guía para ubicar los dientes de la prótesis y su cuerpo en cera.

Se realizaron dos modelos maestros uno para el grupo 1 y otro para el grupo 2 de la simulación de encía y dientes protésicos para tener la referencia de donde se ubicarán los voladizos (foto de los enfilados)

Posterior a esto se procedió a realizar el escaneado con (Scanner UP 3D) de los modelos maestros por el laboratorio ELKIN SALGUERO.



Confección de las prótesis híbridas. Grupo 1 voladizo de (7 mm) grupo 2 voladizo de (10 mm)

- Una vez fresadas las estructuras, se acondicionan las estructuras por medio de grabado por aire con óxido de aluminio de 50 micras.
- Se colocan los dientes artificiales de tableta (duratone) en la guía de silicona y a su vez se posiciona en la contra mufla
- Se prepara el acrílico termopolimerizable para ser inyectado en la mufla, se usó el acrílico (Veracryl) en la contra mufla y se ubicó la estructura en TRILOR, en la mufla se ubican los dientes con la ubicación de los dientes, en seguida la mufla se cierra (fijándola con la contra mufla) para ser inyectado el acrílico por medio de dos orificios previamente realizados.
- Se lleva la mufla al microondas para realizar el proceso de acrilado.
- Pulido y eliminación de excesos de la prótesis una vez polimerizado mediante puntas de pimpollo y puntas siliconadas, cepillo de pulido y felpa.
- Se procedió al cementado de las conexiones metálicas de las interfaces de unión de la mesoestructura con los implantes. En primer lugar, se realizó un arenado de las conexiones utilizando óxido de aluminio (Al_2O_3), seguido de

una limpieza con vapor. Posteriormente, se aplicó el primer adhesivo para aleaciones metálicas (z-prime bisco). Después de permitir la evaporación adecuada, se utilizó un cemento autopolimerizable, en este caso, (Duolink Bisco) siguiendo las instrucciones proporcionadas por el fabricante, para llevar a cabo la cementación de las interfaces.

ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL

En el laboratorio químico de la facultad la Universidad Nacional se realizó el proceso de termociclado con saliva artificial a 37C° con un pH de 7, las muestras fueron sometidas a 5.000 ciclos

PRUEBAS MECÁNICAS

Después del ciclo térmico las muestras fueron almacenadas en saliva artificial a 37C°. Antes de la carga las prótesis se secaron y se verificaron ausencias de fallas o imperfecciones, y posteriormente fueron sometidas a carga de flexión con la maquina "INTROM" en la universidad del valle en compañía de la ingeniera en jefe. Estas fueron cargadas hasta su falla mecánica que deberá sobrepasar los 900N en cada una de las prótesis.

5.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En el análisis estadístico de los datos, se empleará el programa SPSS versión 26. Se llevará a cabo un análisis univariado de las medidas de resistencia de acuerdo con las 6 muestras examinadas, evaluando tamaño, peso y resistencia a la compresión. El análisis bivariado consistirá en cruzar variables de las muestras, como peso frente a resistencia y tamaño frente a resistencia. En este programa, se registrarán los datos de las diferentes pruebas realizadas con las prótesis, así como información sobre sus características (dimensiones, peso, apariencia). De esta manera, será posible identificar tendencias en cuanto a su desempeño y, específicamente, en relación con su diseño.

5.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

La presente investigación experimenta in.vitro, con una muestra de cuatro barras para prótesis híbridas fabricadas con un polímero de alto rendimiento, las cuales se acrilaran; y de cada una se obtendrán 12 resultados.

De acuerdo con lo estipulado en la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud (65), esta investigación puede ser clasificada como sin riesgo, dado que no implica intervención en personas, de manera que no se expone a los participantes a riesgos físicos ni mentales.

6. 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.

7. 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 (66). Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con los hallazgos de Menini et al. (67), 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 módulo 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 (68,69).

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(23,69).

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 (70,71).

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 (72,73).

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 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.

8. 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. Asimismo, 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.

9. 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. Comparación con barras de fibra de carbono: Las barras de fibra de carbono, aunque tienen propiedades de rigidez y ligereza similares, mostraron un mejor desempeño biomecánico en la absorción de fuerzas y una menor resorción ósea

periimplantaria en comparación con Trilor. Sin embargo, las fallas adhesivas con los recubrimientos estéticos siguen siendo un problema compartido por ambos materiales.

5. 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.

6. 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.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Pera P, Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T. Immediate Versus Delayed Loading of Dental Implants Supporting Fixed Full-Arch Maxillary Prostheses: A 10-year Follow-up Report. *Int J Prosthodont*. 2018 Jan;32(1):27–31.
2. 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 Jun 12;14(12):3251.
3. 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.
4. 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 Oct;42(10):1228–41.
5. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000*. 2014 Oct 14;66(1):72–96.
6. 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;0–0.
7. P. Papaspyridakos, C.J. Chen, S.K. Chuang, H.P. Weber, G.O. Gallucci. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients, *Int. Int J Oral Maxillofac Implants* . 2012;27:102–10.
8. B.A. Purcell, E.A. Mc Glumphy, J.A. Holloway, F.M. Beck. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis,. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 2008;23:847–957.

9. 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 Jun;111(6):466–75.
10. 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 Feb;29(2):161–5.
11. de Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto L da R, dos Santos DM. Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dent*. 2017 Feb;26(1):106–11.
12. L. Grieznis PALB. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla,. *Stomatologija*. 2010;12:80–6.
13. D.M. Davis MEPRMW. Maintenance requirements of implant- 203 supported fixed prostheses opposed by implant-supported fixed prostheses, natural teeth, or complete dentures: a 5-year retrospective study, . *Int J Prosthodont*. 2003;16:521–3.
14. Zhou Y, Gao J, Luo L, Wang Y. Does Bruxism Contribute to Dental Implant Failure? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Apr 2;18(2):410–20.
15. Bulbul M, Kesim B. The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *J Prosthet Dent*. 2010 May;103(5):303–8.
16. Vechiato-Filho AJ, da Silva Vieira Marques I, dos Santos DM, Matos AO, Rangel EC, da Cruz NC, et al. Effect of nonthermal plasma treatment on surface chemistry of commercially-pure titanium and shear bond strength to autopolymerizing acrylic resin. *Materials Science and Engineering: C*. 2016 Mar;60:37–44.
17. Lee G, Engelmeier RL, Gonzalez M, Powers JM, Perezous LF, O’Keefe KL. Force Needed to Separate Acrylic Resin from Primed and Unprimed Frameworks of Different Designs. *Journal of Prosthodontics*. 2010 Jan 6;19(1):14–9.

18. Lang R, Kolbeck C, Bergmann R, Handel G, Rosentritt M. Bond of acrylic teeth to different denture base resins after various surface-conditioning methods. *Clin Oral Investig*. 2012 Feb 22;16(1):319–23.
19. Krueger GE, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Scandrett FR. A comparison of electrolytic and chemical etch systems on the resin-to-metal tensile bond strength. *J Prosthet Dent*. 1990 Nov;64(5):610–7.
20. Strygler H, Nicholls JI, Townsend JD. Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restorations. *J Prosthet Dent*. 1991 Jun;65(6):733–9.
21. Sharp B, Morton D, Clark AE. Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin-metal framework interface. *J Prosthet Dent*. 2000 Dec;84(6):617–22.
22. Banerjee S, Engelmeier RL, O'Keefe KL, Powers JM. In Vitro Tensile Bond Strength of Denture Repair Acrylic Resins to Primed Base Metal Alloys Using Two Different Processing Techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2009 Dec 2;18(8):676–83.
23. 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.
24. Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, et al. Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2019 Sep;102:186–91.
25. 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.
26. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7.
27. Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):232–9.

28. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987 Feb;57(2):198–204.
29. da Silva E, dos Santos D, Sonogo M, Gomes J, Pellizzer E, Goiato M. Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Jul;33(4):815–23.
30. de Medeiros RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto L da R, dos Santos DM. Stress Distribution in an Implant-Supported Mandibular Complete Denture Using Different Cantilever Lengths and Occlusal Coating Materials. *Implant Dent*. 2017 Feb;26(1):106–11.
31. L. Grieznis PALB. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla,. *Stomatologija*. 2010;12:80–6.
32. 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 Jun 12;14(12):3251.
33. Pesce P, Lagazzo A, Barberis F, Repetto L, Pera F, Baldi D, et al. Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering: C*. 2019 Sep;102:186–91.
34. 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 Jun 12;14(12):3251.
35. 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.
36. Brånemark P -I., Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec 27;6(4):227–31.
37. Bergendal B PS. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 1999;14:69–71.

38. 9. W.M. Murphy EGAMCGKRW. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *J Prosthodont* . 2002;15:133–8.
39. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent*. 2018 Dec;120(6):942–7.
40. Taşın S, Turp I, Bozdağ E, Sünbüloğlu E, Üşümez A. Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019 Jul;122(1):47–53.
41. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun 18;18(s3):86–96.
42. Pera P. Invited Commentary: On Immediately Loaded Fixed Maxillary Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2014 Nov;27(6):513–6.
43. Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, et al. Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*. 2015 Nov;28(6):627–30.
44. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil*. 2010 Mar 2;37(7):525–31.
45. Maló P, de Araújo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable Metal Ceramic Implant-Supported Fixed Prostheses with Milled Titanium Frameworks and All-Ceramic Crowns: Retrospective Clinical Study with up to 10 Years of Follow-Up. *Journal of Prosthodontics*. 2012 Jun 19;21(4):256–64.
46. Tiozzi R, Gomes ÉA, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Oct 2;19(5):860–6.

47. Kolgeci L, Mericske E, Worni A, Walker P, Katsoulis J, Mericske-Stern R. Technical Complications and Failures of Zirconia-Based Prostheses Supported by Implants Followed Up to 7 Years: A Case Series. *Int J Prosthodont*. 2014 Nov;27(6):544–52.
48. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:121–38.
49. Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018 Jan 1;4(1):44–55.
50. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S. Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *Eur J Dent*. 2015 Jul 4;09(03):442–8.
51. Abduo J, Judge R. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 May;29(3):608–21.
52. 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.
53. Collaert B, De Bruyn H. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Dec 11;19(12):1254–60.
54. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J Adv Res*. 2021 Feb;28:87–95.
55. Han KH, Lee JY, Shin S. Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont*. 2016 Sep;29(5):451–4.
56. Villefort RF, Diamantino PJS, Zeidler SLV von, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Saavedra G deSiqueira FA, et al. Mechanical Response of PEKK and PEEK

As Frameworks for Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Eur J Dent*. 2022 Feb 24;16(01):115–21.

57. Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, et al. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2017;2017:1–9.
58. Lommen J, Schorn L, Sproll C, Haussmann J, Kübler NR, Budach W, et al. Reduction of CT Artifacts Using Polyetheretherketone (PEEK), Polyetherketoneketone (PEKK), Polyphenylsulfone (PPSU), and Polyethylene (PE) Reconstruction Plates in Oral Oncology. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2022 Jul;80(7):1272–83.
59. Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent*. 2018 Dec;120(6):942–7.
60. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44–56.
61. Brånemark P -I., Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec 27;6(4):227–31.
62. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 1999;14:69–71.
63. W.M. Murphy, E.G. Absi, M.C. Gregory, K.R. Williams. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *J Prosthodont* . 2002;15:133–8.
64. Taşın S, Turp I, Bozdağ E, Sünbülöğlu E, Üşümez A. Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019 Jul;122(1):47–53.

65. Ministerio de Salud y Protección Social. Resolución 8430 de 1993. Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. 1993.
66. 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).
67. 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.
68. 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.
69. 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.
70. 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.
71. 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.
72. 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.

73. 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.

11. Anexos – Fotografías/Gráficos/Esquemas



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

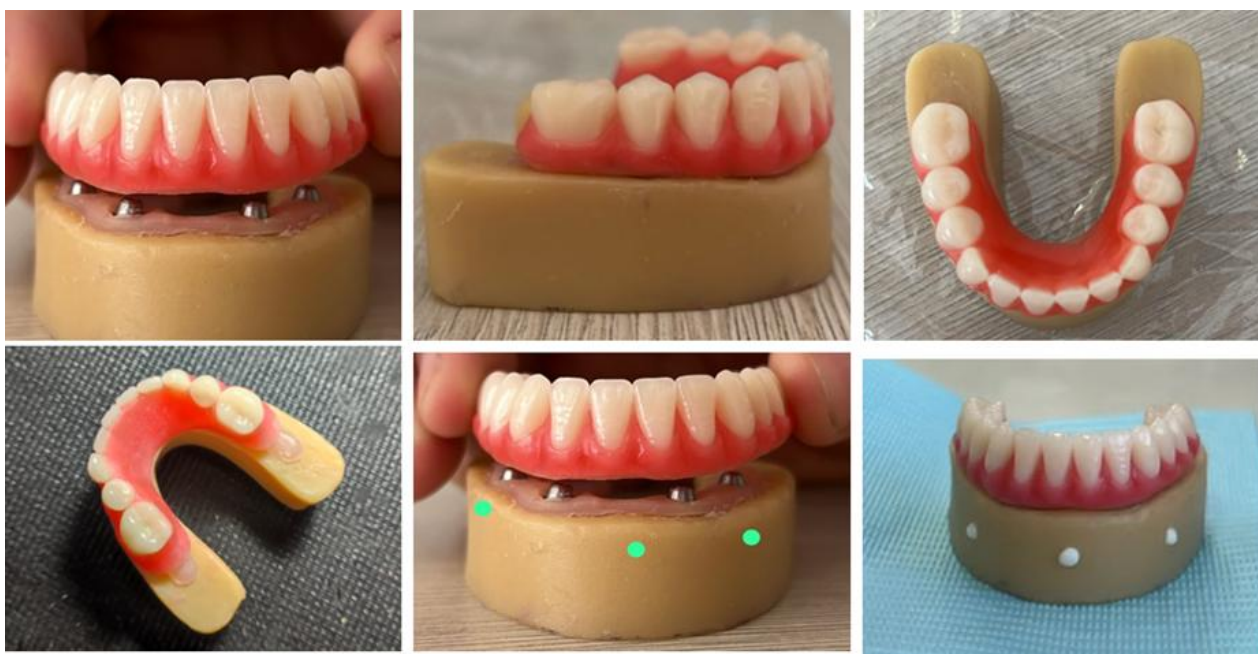


Figura 2: Enfilado maestro de las prótesis del voladizo de 7 y 10 mm.



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

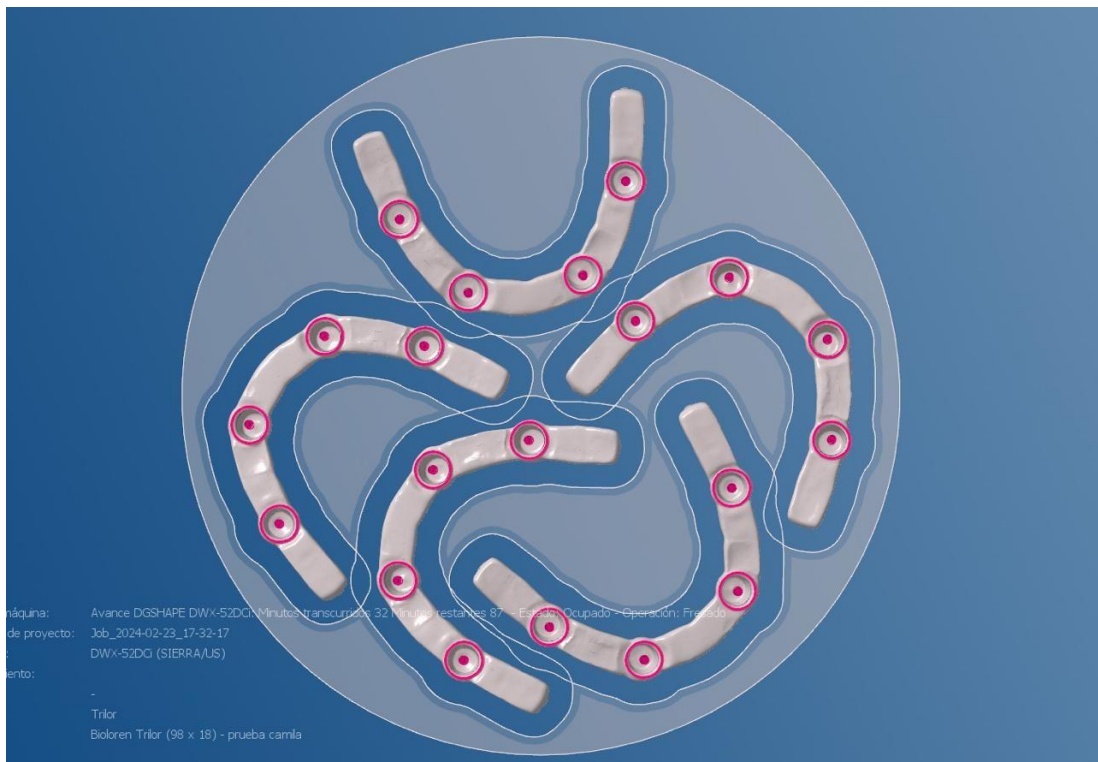


Figura 4: Diseño digital en Dental CAD 3.2 de las barras en Trilor®.

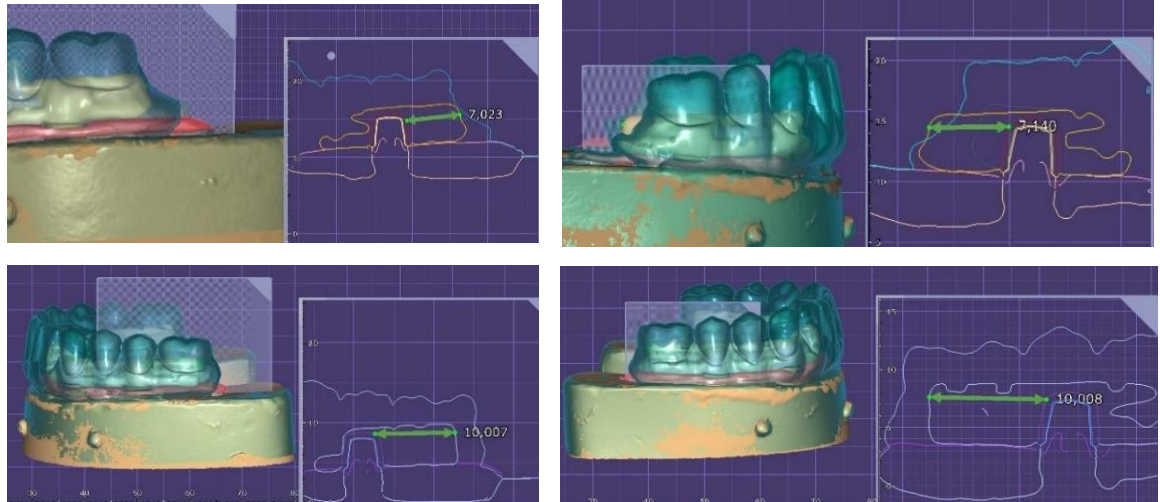


Figura 5: Diseño y verificación de los voladizos de las barras de 7 y 10 mm en software DentalCAD 3.2 Elefsina.

Recubrimiento De Las Prótesis Híbridas



Figura 5: Matriz de silicona para la estandarización de la ubicación de los dientes.

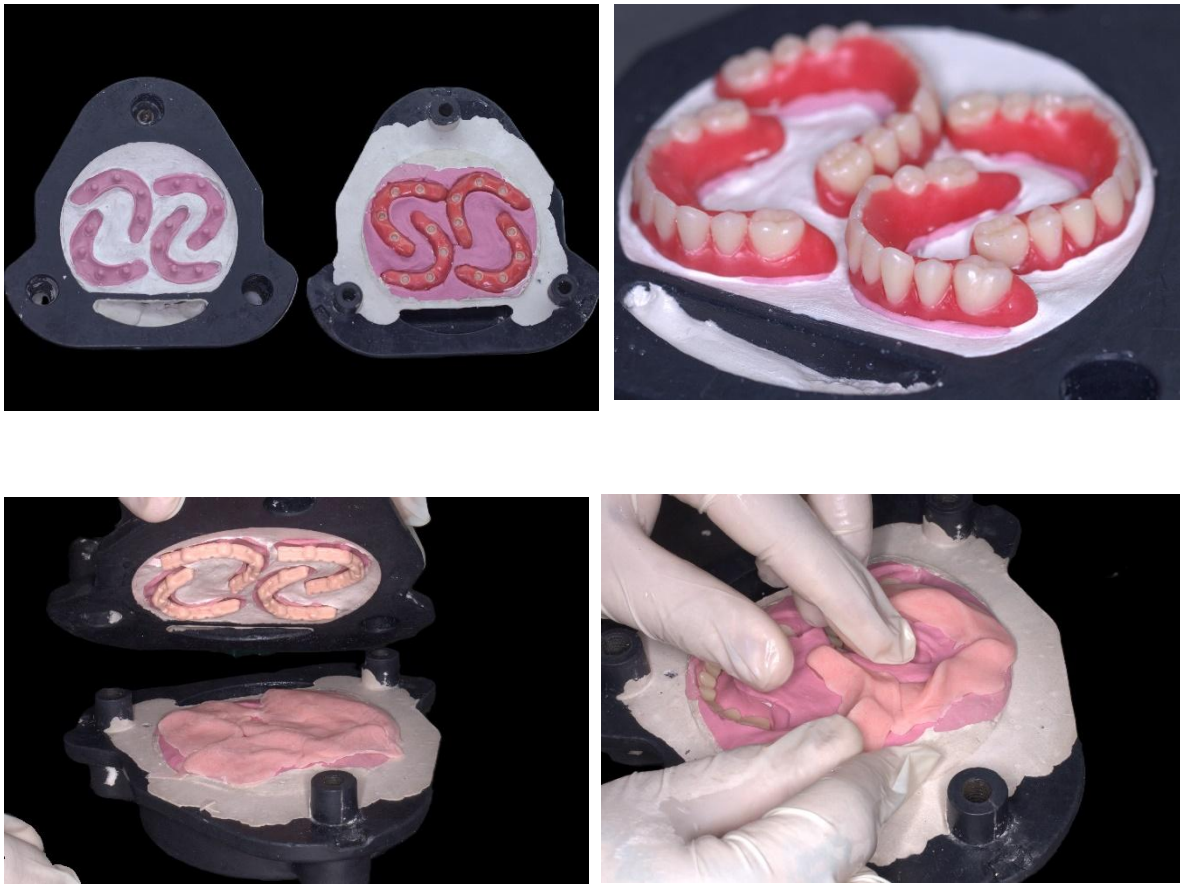


Figura 7: *Proceso de enmuflado de los 4 cuerpos de muestra.*

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.

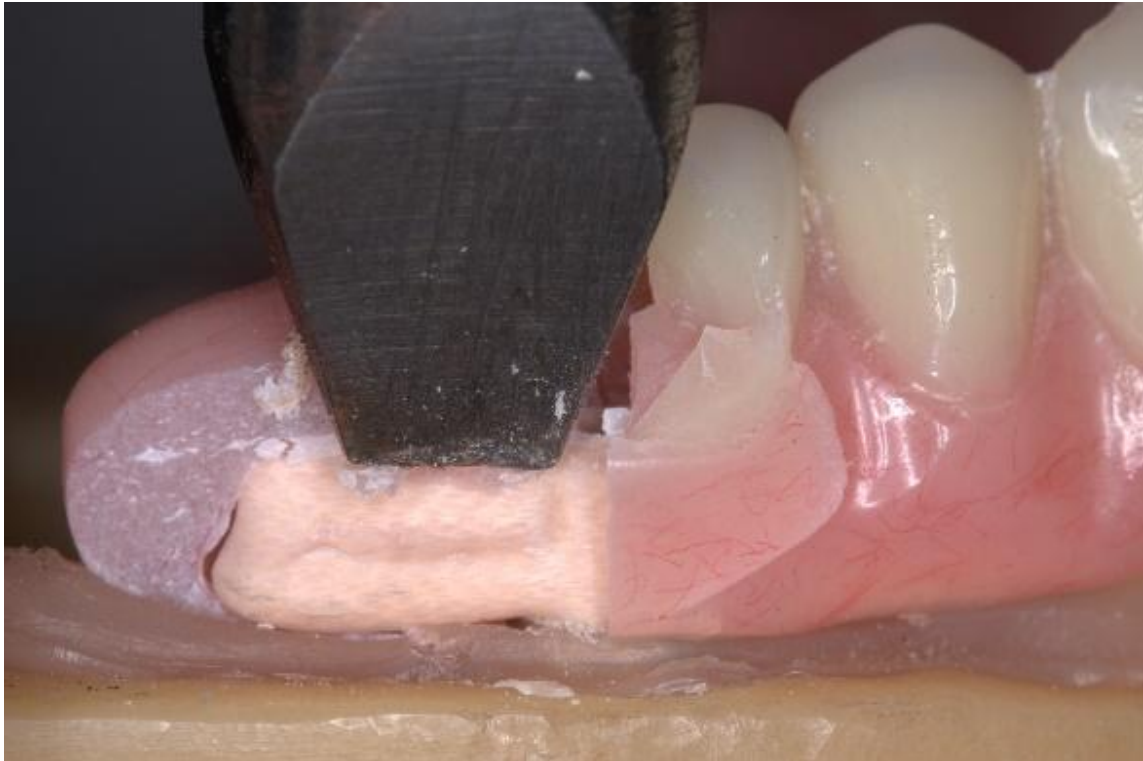


Figura 17: Proceso de prueba de esfuerzo realizada con maquina universal Instron, zona de voladizo derecho cuerpo de muestra 10 mm A.



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.