



**RESISTENCIA FLEXURAL DE UNA ESTRUCTURA PARA PRÓTESIS HÍBRIDA
FABRICADA CON UN POLÍMERO REFORZADO CON FIBRA DE VIDRIO Trilor®**

**AUTOR
GUSTAVO ADOLFO PÉREZ QUINTANA**

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
SANTIAGO DE CALI
07 DE MAYO DE 2024**



**RESISTENCIA FLEXURAL DE UNA ESTRUCTURA PARA PRÓTESIS HIBRIDA
FABRICADA CON UN POLÍMERO REFORZADO CON FIBRA DE VIDRIO Trilor®**

AUTOR

PÉREZ QUINTANA GUSTAVO ADOLFO

DIRECTOR

HERRERA LARA GLORIA JUDITH

ESPECIALISTA EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA FUNCIONAL.
ESPECIALISTA EN REHABILITACIÓN ORAL

ASESOR CIENTÍFICO

JARAMILLO ECHEVERRY ADRIANA

MAGISTER EN EPIDEMIOLOGÍA

ASESOR METODOLÓGICO

ORDÓÑEZ MOLINA ALEJANDRA

MAGISTER EN EPIDEMIOLOGÍA

ASESOR ESTADÍSTICO

MARTÍNEZ CAJA CARLOS HUMBERTO

MAGISTER EN EPIDEMIOLOGIA

**COLEGIO ODONTOLÓGICO
INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL
SANTIAGO DE CALI
07 DE MAYO DE 2024**

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 30 de mayo de 2024

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a todos mis colegas y a los momentos que nos hacen pensar en renunciar, pues me han enseñado de lo que estamos hechos, lo que podemos lograr y la fuerza con la que debemos continuar.

Al amor de mi vida, mi norte, la persona más incondicional y el mejor guía que jamás podré encontrar.

IDEM

"En la grandeza de Dios encontramos la fortaleza para superar cualquier desafío y la esperanza para alcanzar nuestras metas más elevadas."

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios que me da la fortaleza para levantarme todos los días y mostrarme la grandeza de su poder, a toda mi familia que me ha motivado y creído siempre en mí. A mi madre que me entregó el don de ser un caballero, respetuoso, cordial y, sobre todo, un gran ser humano. A mi padre por ser perfeccionista, ético y responsable con las tareas adquiridas. A mis hermanas por enseñarme a luchar frente a cualquier adversidad y recordarme siempre que soy capaz de lograr lo que me propongo. A mi pareja por estar siempre apoyándome en todos mis proyectos, creer en mí y motivarme siempre a crecer y salir adelante desde el primer día, hace quince años.

Agradezco a mis compañeros porque han sido una gran motivación para estar en la universidad, pues cada día sus sonrisas nos alentaban a venir a las clases. A mis docentes por su disposición para entregar conocimiento sin celo alguno, con la empatía y la humanidad que los caracteriza, resaltando la frase: “Para ser un buen profesor, hay que ser una buena persona”, pues ustedes confirman cada palabra.

A la gran institución UNICOC por la que siento orgullo y gratitud por brindarme una formación integral y entregarme herramientas necesarias para resaltar como un profesional comprometido con sentido ético y humano.

TABLA DE CONTENIDO

	PÁG.
1. INTRODUCCIÓN.....	10
2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	12
2.1 Descripción del Problema.....	12
3. MARCO TEÓRICO	15
3.1 DESARROLLO DE LA IMPLANTOLOGÍA Y LA OSEINTEGRACION	15
3.2 MATERIALES USADOS EN LA FABRICACIÓN DE BARRAS PARA PRÓTESIS HÍBRIDAS.....	17
3.2.1 Cobalto-Cromo.....	18
3.2.2 Zirconia	18
3.2.3 Fibra de Carbono.....	19
3.2.4 Polímeros reforzados con resina (FRC).....	20
3.2.4.1 Polímeros de alto rendimiento.....	20
3.2.4.2 Polímeros de alto rendimiento con compuesto reforzado con fibra (FRC) o <i>Fiber-reinforced</i>	22
3.3 Evidencia en el estudio de prótesis con materiales innovadores	25
4. OBJETIVOS.....	29
4.1 OBJETIVO GENERAL.....	29
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	29
5. METODOLOGÍA	29

5.1	DISEÑO DEL ESTUDIO.....	30
5.2	POBLACIÓN OBJETIVO.....	30
5.3	Tamaño de muestra y diseño de muestreo.....	30
5.3.1	Cálculo del tamaño de muestra.....	30
5.3.2	Diseño de muestreo.....	31
5.3.3	Criterios de selección.....	32
5.3.3.1	Criterios de inclusión.....	32
5.3.3.2	Criterios de exclusión.....	32
5.4	Materiales y métodos.....	32
5.4.1	Diseño del modelo.....	32
5.4.2	Diseño de la punta.....	35
5.4.3	Diseño del soporte.....	36
5.4.4	Escaneo del modelo dentado.....	37
5.4.5	Escaneo enfilado con puntos de referencia para coincidir con el modelo desdentado.....	40
5.4.6	Manufactura Asistida por Computador CAM- Fresadora 5 ejes Roland DWX- 5DCI.....	41
5.4.7	Procedimiento para las pruebas de resistencia.....	42
5.5	DEFINICIÓN DE VARIABLES.....	44
5.5.1	Variables.....	44
5.5.2	Cuadro operacional de las variables.....	45
5.6	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	45
5.7	CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	45
6.	RESULTADOS.....	47
7.	DISCUSIÓN.....	51

8.	RECOMENDACIONES.....	54
9.	CONCLUSIONES	55
10.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56
	ANEXOS	63

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Principales propiedades del PEEK según sus métodos de análisis.	21
Tabla 2. Composición del material: Trilor.....	24
Tabla 3. Prueba de biocompatibilidad: Trilor.....	24
Tabla 4. Características y ventajas: Trilor.....	25
Tabla 5. Datos para el cálculo de la muestra.....	30
Tabla 6. Resultado cálculo de la muestra.....	30
Tabla 7. Cantidad de prótesis según la muestra.....	31
Tabla 8. Definición operacional de las variables.....	45
Tabla 9. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm.....	48
Tabla 10. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm.....	50
Tabla 11. Comparación de los resultados.....	51

LISTADO DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Estructura del compuesto reforzado con fibra (Trilor).....	23
Figura 2. Plano superior del modelo maestro con implantes dentales.	33
Figura 3. Modelado de la estructura para la prótesis dental.	34
Figura 4. Ubicación de los implantes	35
Figura 5. Diseño de la punta de contacto con el área del voladizo.....	36
Figura 6. Soporte para la fijación de la prótesis durante la prueba.....	37
Figura 7. Elaboración – simulación de las encías y piezas dentales.	38
Figura 8. Resultado del escaneo digital.	39
Figura 9. Resultado de escaneo digital con voladizo de 7mm y 10 mm	40
Figura 10. Equipo para la manufactura CAM.....	41
Figura 11. Maquina universal de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS, ..	42
Figura 12. Posición de la pieza de prueba en la maquina universal de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS,	44
Figura 13. Pruebas de resistencia flexural maquina Instron	47
Figura 14. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm	48
Figura 15. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm	49
Figura 16. Comparación de los resultados.....	50

GLOSARIO

PMMA/MMA: Siglas que hacen referencia a materiales como el polimetacrilato, también conocido como metacrilato de polimetilo. Es un polímero sintético ampliamente utilizado en diversas aplicaciones debido a su transparencia, resistencia y facilidad de procesamiento.

PEMA: Acrónimo que representa al metacrilato de polietilmetacrilato, un polímero derivado del ácido metacrílico y utilizado en aplicaciones médicas y dentales debido a su biocompatibilidad y transparencia.

RESINAS COMPUESTAS REFORZADAS CON FIBRA DE VIDRIO: Materiales compuestos que consisten en resinas poliméricas combinadas con fibras de vidrio para mejorar sus propiedades mecánicas, como la resistencia y la rigidez. Ejemplos incluyen Trinia y Trilor.

PEEK (Poli Eter Eter Cetona) y PEKK (Poli Eter Cetona Cetona): Polímeros termoplásticos de alta resistencia utilizados en aplicaciones médicas, aeroespaciales y de ingeniería debido a su resistencia química, mecánica y térmica.

CAD/CAM: Acrónimo de "Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing" (Diseño Asistido por Computadora/Fabricación Asistida por Computadora), que se refiere al uso de software y maquinaria especializada para diseñar y fabricar componentes con precisión y eficiencia.

FRC (Fiber-Reinforced Composite): Acrónimo que denota materiales compuestos reforzados con fibras, donde las fibras proporcionan resistencia y rigidez adicionales a la matriz polimérica.

1. INTRODUCCIÓN

La odontología digital ha tenido un notable desarrollo en las últimas décadas. El diseño y manufactura asistidos por computador (CAD-CAM) ha permitido que la planeación y ejecución de casos complejos de arcos edéntulos mediante prótesis híbridas soportadas por implantes (HB) pueda realizarse con mayor precisión y exactitud.

En la fabricación de prótesis, se emplean diversos materiales biocompatibles que deben poseer cualidades como resistencia a la flexión y compresión, estabilidad, facilidad de moldeado y asequeabilidad (1). En el caso de una prótesis híbrida clásica con soporte en implantes de metal-acrílico, esta se compone principalmente de tres elementos esenciales: una superestructura de resina acrílica con dientes artificiales tipo tablilla, una mesoestructura generalmente fabricada con una aleación metálica, y una infraestructura que incorpora los implantes osteointegrados (2).

La prótesis dental híbrida se caracteriza por su soporte mediante implantes, utilizando tornillos para fijar una estructura metálica que cumple la función de retener el material que sujeta los dientes, siguiendo un diseño conocido como "Ad-Modum Branemark" (3). La construcción de la estructura protésica involucra el uso de una estructura metálica interna recubierta con resina acrílica, la cual se utiliza para la fijación de los implantes osteointegrados y solo puede ser retirada por un profesional (4).

Las prótesis híbridas de arcada completa soportada por implantes se han convertido en una opción de tratamiento eficaz para aquellos pacientes desdentados con gran espacio protésico disponible debido a una reabsorción ósea alveolar grave. Las cargas sobre las extensiones distales pueden crear un alto potencial de flexión debido al efecto de bisagra de las restauraciones (5). Tradicionalmente, se han empleado materiales como el polimetacrilato (PMMA/MMA), el metacrilato de polietilmetacrilato (PEMA) y el metacrilato de isobutilo, así como pastas basadas en resinas bis-acrílicas para recubrir los armazones fabricados en cobalto-cromo y titanio (6), (7).

El material es muy importante en la viabilidad de estas soluciones protésicas. Las estructuras metálicas, debido a su rigidez inherente, tienen la capacidad de transferir fuerzas directamente a la superficie ósea, lo que puede dar lugar a una serie de complicaciones tanto a nivel biológico como mecánico. Estas complicaciones incluyen el aflojamiento de los tornillos, la pérdida ósea

periimplantaria, fracturas en la estructura metálica y fracturas en los componentes de la prótesis (8).

Materiales como la fibra de carbono, resinas compuestas reforzadas con fibra de vidrio (Trinia, Trilor), PEEK (Poli Eter Eter Cetona) o PEKK (Poli Eter Cetona Cetona) han ido ganando terreno en la fabricación de mesoestructuras para prótesis híbridas por técnica sustractiva mediante sistemas CAD CAM. Se considera que debido a su bajo módulo elástico estas estructuras pueden absorber la energía del ciclo masticatorio reduciendo la tensión sobre el hueso periimplantario (8). Su peso más ligero, la termo estabilidad, biocompatibilidad, resistencia química y mecánica y flexibilidad para repartir cargas se consideran características importantes para su uso en prótesis implanto soportadas (9).

Existe dificultad en la aplicabilidad clínica de estos materiales para arcos edéntulos debido a la falta de investigación sobre la resistencia a la fractura y los modos de falla de los voladizos de las prótesis híbridas implanto soportadas fabricadas en polímeros de alto rendimiento.

Con el objetivo aportar evidencia sobre el desempeño materiales como los compuestos reforzados con fibra (FRC- Fiber-Reinforced Composite) (10) el objetivo de este estudio es cuantificar la resistencia flexural de una estructura de prótesis híbrida fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®). Con el propósito de alcanzar estos objetivos, se han definido cuatro metas específicas: a) evaluar el impacto de una longitud de voladizo de 7 mm en la resistencia flexural, b) analizar el efecto de una longitud de voladizo de 10 mm en la resistencia flexural, c) establecer la relación entre la longitud del voladizo y la resistencia flexural de una estructura elaborada con un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®), y d) medir la máxima fuerza de flexión que puede soportar el voladizo de la estructura confeccionada en dicho polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®).

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

2.1 Descripción del Problema

La salud oral resulta indispensable para la calidad de vida de la persona dada la relación directa con la alimentación, comunicación y presentación estética (11) . El edentulismo se relaciona con la pérdida de piezas dentales por causas congénitas o adquiridas (12). Se clasifica en parcial y en total. Sus causas principales son caries dental y la enfermedad periodontal (13).

Las personas que lo padecen ven afectada su capacidad masticatoria y con ello se afecta su alimentación llevando incluso a problemas de nutrición. También se presentan problemas en la fonación afectando la interacción con otros. Asimismo, se presentan afectaciones estéticas en el rostro lo que compromete la percepción de sí mismo y autoestima. Situaciones que afectan la calidad de vida del paciente (13).

Desde la odontología se han formulado tratamientos para rehabilitar tanto la funcionalidad como el aspecto estético que se compromete con el edentulismo (14). Para el tratamiento del edéntulo total se disponen de varias soluciones para “reemplazar” las piezas dentales entre ellos las prótesis soportadas por implantes las cuales brindan beneficios funcionales y estéticos mejorando la salud y calidad de vida de estos pacientes. En las prótesis implanto soportadas se deben tener en cuenta el tipo material de las prótesis y aspectos específicos como la osteointegración (14).

El concepto de osteointegración hace referencia a la aparente unión o conexión directa de tejido óseo a un material aloplástico inerte sin intervención de tejido conectivo fibroso, igualmente, se entiende cómo el proceso y resultado de la aparente conexión directa de la superficie de un material exógeno y los tejidos óseos del huésped, sin que intervenga tejido conectivo fibroso presente (15).

Se entiende como el proceso de curación la asimilación de un biomaterial tras su colocación mediante un acto quirúrgico. Las prótesis que logran la osteointegración son una alternativa confiable y viable a largo plazo, dado que prestan una adecuada funcionalidad, perduran a pesar del uso, además de generar un efecto de naturalidad en la prótesis (7).

A través de investigación se han formulado tratamientos y cuidados acorde a las distintas necesidades de los pacientes en cuanto a ergonomía, confort y funcionalidad (16). Las prótesis dentales están enfocadas en brindar solución al

edentulismo (12). En los servicios de salud oral el tratamiento con prótesis implantosoportada ha demostrado seguridad; sin embargo, se requiere seguir explorando materiales a fin de buscar opciones que resulten viables desde lo clínico por cuanto ofrecen seguridad y funcionalidad, y desde lo económico porque ofrecen ahorros en costos (17).

En la actualidad se cuentan con distinta prótesis las cuales varían según el tipo de material en que se elabora. Se dispone de materiales para realizar prótesis, los cuales se diferencian por su costo, calidad, durabilidad y sobre todo por la seguridad que brindan al paciente (18). La investigación ha permitido descubrir materiales innovadores que pueden emplearse para fabricar prótesis híbridas.

Una prótesis híbrida dental se trata de una estructura fija atornillada sobre implantes previamente establecidos y planeados, de esta forma el paciente puede volver a disfrutar de los dientes, así como de las encías (7). De una manera el paciente percibe un beneficio funcional como estético dado que la prótesis al ser fija mejora aspectos como la mordida, asimismo, le permite contar con una sonrisa más natural.

La prótesis híbrida se describe como una prótesis soportada por implante mediante el uso de tornillos con los cuales se fija una estructura metálica que cumple la función de soporte para retener material que sujeta los dientes de una prótesis convencional (19), un diseño conocido como *Ad-Modum Branemark* (20). Por otra parte, Kwon y Levin (3) la confección de la estructura protésica se realiza con el uso de una estructura metálica interna recubierta con resina acrílica, la cual sirve para atornillar los implantes osteointegrados y solo puede ser retirada por el profesional (4).

Las prótesis híbridas se fabrican en diferentes tipos de materiales. Por décadas se fabricaron en metal-acrílico y metal-cerámica. Más adelante se introdujo la opción de prótesis híbrida en zirconio revestida con cerámica. Recientemente se conocen polímeros de alto rendimiento como: PEEK (Poli Eter Eter Cetona) y TRINIA y TRILOR. De acuerdo con el documento de posición de la Academia Europea para la Osteointegración del año 2022, sobre la selección de materiales para restauraciones implantosoportadas, sugirió que se justifica una necesidad evidente de nuevos desarrollos para la elaboración de este tipo de restauraciones (21).

Los materiales tradicionales como metales usados en odontología presentan desventajas, la alergenidad potencial, un mayor peso, densidad, condiciones estéticas como el color, que difiere de los naturales de los dientes (22). Igualmente, su resistencia, al ser más duro que los dientes, presentan problemas al transferir la carga de dicha presión, así mismo, la composición de los metales genera una mayor conductividad térmica, y aislamiento térmico inferior en comparación con los dientes naturales (23). A lo anterior, se suma que el metal por procesos de oxidación y corrosión general complicaciones por respuesta biológica del cuerpo a los iones liberados, igualmente, compromete la funcionalidad y desempeño de la prótesis. Esto ha llevado a desarrollar libre de

metales, lo que ha generado el uso de zirconio como polímeros de alto desempeño y compuestos reforzados con fibra.

Materiales como el cobalto-cromo y el titanio han sido comúnmente usados para prótesis dentales. La zirconia dental derivada del óxido de circonio, un compuesto químico con propiedades excepcionales es conocido por su resistencia a la corrosión y su alta resistencia a la temperatura. Por dichas condiciones se asemeja más a un cerámico. Su uso ha demostrado cualidades positivas, sin embargo, su dureza es uno de los principales inconvenientes, con sus 220 GPa (gigapascales) de módulo elástico, a menudo representa una condición no apta para la absorción de cargas masticadoras, especialmente sobre soportes implantarios (24).

Otros materiales libre de metales, como son los polímeros de alto rendimiento como Peek y PeKK, ambos termoplásticos, estos han demostrado su capacidad y resistencia, además de ser biocompatibles. Aunque están reforzados con partículas de vidrio tienen un módulo elástico inferior a 4 GPa (gigapascales) lo cual está por debajo de los estándares de un hueso humano que oscila entre 20 a 40 Gpa, lo que los hace más flexibles a la presión o carga (25) .

Materiales como los compuestos reforzados con fibra (FRC, Fiber-Reinforced Composite) ofrecen un módulo elástico de aproximadamente 20 GPa. Por su parte, los polímeros de alto rendimiento, como TRINIA® y TRILOR®, presentan módulos de elasticidad de 18 GPa y 26 GPa, respectivamente. Estos valores son cercanos al módulo de elasticidad del hueso cortical, lo que crea un entorno menos rígido para el conjunto implante-pilar-prótesis (8).

Ante los datos sobre el módulo de elasticidad de 18 GPa y 26 GPa, en polímeros de alto rendimiento, como TRINIA® y TRILOR®, surge el interés por conocer bajo pruebas de laboratorio su resistencia. De manera que con datos verificados se puedan conocer las propiedades mecánicas para su inclusión como alternativa en la elaboración de prótesis híbridas.

Los resultados del desempeño mecánico de materiales compuestos con fibra o polímeros de alto rendimiento son valiosos para fomentar el uso extendido en la fabricación de prótesis, porque además de su resistencia, durabilidad, biocompatibilidad, son una opción accesible en términos de costos.

2.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la resistencia flexural de una estructura para **prótesis híbrida** fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®)?

3. MARCO TEÓRICO

El edentulismo es una condición del paciente que ha perdido piezas dentales de forma parcial o total por causas congénitas o adquiridas relacionadas con caries, enfermedad periodontal o traumatismos (12) (13) (14). La pérdida de uno o más dientes compromete la función del sistema estomatognático afectando la masticación, la fonética, la estética y el estado emocional de la persona que lo padece (26). Por medio de la aplicación de distintos instrumentos como: GOHAI: Índice de Valoración de salud Oral en Geriatria, OHIP: Perfil de Impacto en Salud Oral, ODP: Impactos Orales en la Actividad Diaria, varios estudios han comprobado que pacientes con edentulismo parcial o total ven afectada su calidad de vida en aspectos biológicos, emocionales y sociales (27).

Dentro de las opciones de rehabilitación oral para pacientes que presentan edentulismo se encuentran prótesis dentales, que pueden ser fijas, removibles o totales como un remplazo de las piezas dentales perdidas (18). Los elementos fijos ofrecen mayor comodidad y seguridad durante la masticación la fonación y la interacción social. Las soluciones fijas en los pacientes totalmente edéntulos se pueden lograr mediante protocolos de tratamiento restaurativos soportados por implantes dentales.

En el presente marco teórico se aborda inicia abordando el tema de edentulismo, sus consecuencias y tratamiento, para luego adentrarse en la implantología como opción de rehabilitación oral, se describen problemas de prótesis dentales lo que conduce a revisar distintos materiales usados para la fabricación de prótesis dentales. Así se presenta una caracterización de materiales metálicos usados tradicionalmente, para luego presentar polímeros de alto rendimiento, y compuestos reforzados por fibras FRC (*Fiber-Reinforced Composite*), este último material es objeto de estudio del presente proyecto.

3.1 DESARROLLO DE LA IMPLANTOLOGÍA Y LA OSEINTEGRACION

La implantología y la osteointegración, fue descubierta por el profesor Bränemark (28) en los años sesenta. Con la investigación se identificó a los implantes

dentales de titanio como uno referentes respecto a los principios biológicos de la integración tisular (29). Con el paso del tiempo se ha ido perfeccionando, tanto en los procedimientos como en el tipo de materiales que se utilizan. Para esto se ha tenido en cuenta aspectos como la regeneración tisular, la cual se entiende como la respuesta que da lugar a *restitutio ad integrum* de un tejido tras un trauma (2).

Branemark definió el “término de osteointegración como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional” (29). Esto ha sido una premisa que ha llevado a buscar materiales y diseños de prótesis que cumplan con este requisito y que además del tiempo logren tener un óptimo desempeño, dado que los materiales sufren un deterioro progresivo por el esfuerzo al que son sometidos.

El protocolo de Branemark, corresponde a un enfoque específico para la colocación de implantes. Fue desarrollado por el Dr. Per-Ingvar Brånemark en la década de 1960. Este es descrito como una técnica en dos estadios: en la primera parte se realiza un procedimiento quirúrgico donde se realiza la inserción de los implantes, en la segunda parte, se descubren para realizar la conexión con la prótesis. Tradicionalmente, el protocolo de utilización de implantes osteointegrables envuelve dos fases quirúrgicas y un periodo prolongado de cicatrización durante el cual cargas funcionales deben ser evitados (30).

Este protocolo ha servido como base para muchos procedimientos modernos de implantología dental. El Protocolo de Brånemark consta de varias etapas (31):

- Diagnóstico y planificación: se evalúa la salud oral del paciente, incluida la densidad ósea y la estructura de los tejidos circundantes. Con uso de radiografías y tomografías computarizadas para obtener una imagen tridimensional precisa de la mandíbula y/o el maxilar. Esto ayuda a determinar la viabilidad de la colocación de implantes, así como a planificar su posición y orientación óptimas.
- Cirugía de colocación del Implante: a través de un procedimiento quirúrgico, se coloca el implante dental en el hueso maxilar o mandibular. Tradicionalmente, se utiliza un implante es una pieza de titanio biocompatible que se inserta en el hueso para que se integre a través de un proceso llamado osteointegración. En este punto, el implante es un sustituto de la raíz dental y proporciona una base sólida para la futura prótesis dental.
- Cicatrización y osteointegración: después de la colocación del implante, se permite un período de cicatrización durante el cual el hueso crece y se adhiere al implante, formando una conexión estable. Este proceso es esencial para garantizar la estabilidad a largo plazo del implante.

- Colocación de la prótesis (corona dental): Una vez que se ha logrado la osteointegración, se coloca la prótesis dental sobre el implante. Esta prótesis puede ser una corona individual, un puente o una dentadura completa, dependiendo de las necesidades del paciente. La prótesis se diseña para encajar perfectamente en la boca y restaurar la funcionalidad y estética de los dientes naturales.

La mesoestructura, refiere a la estructura que conecta los implantes y soporta la prótesis dental. Por lo general, está hecha de materiales como el titanio o aleaciones de titanio debido a su resistencia y compatibilidad con el tejido óseo. La mesoestructura se coloca sobre los implantes previamente insertados y se fija en su lugar. Sobre esta estructura, se pueden añadir dientes artificiales que replican la apariencia y función de los dientes naturales (31).

Respecto a los revestimientos de los materiales utilizados en la mesoestructura, la mayoría de las veces no se revisten directamente con ningún material adicional. El titanio y sus aleaciones tienen propiedades de biocompatibilidad y resistencia a la corrosión que los hacen adecuados para su uso en el cuerpo humano. Sin embargo, en algunos casos, se pueden utilizar técnicas de recubrimiento con materiales como el óxido de zirconio para mejorar aún más la biocompatibilidad y la osteointegración (30).

3.2 MATERIALES USADOS EN LA FABRICACIÓN DE BARRAS PARA PRÓTESIS HÍBRIDAS.

Para la construcción de prótesis se utiliza diversos materiales biocompatibles, con capacidad de resistencia a la flexión y compresión, además de ser estableces, fácil de moldear y con costos accesibles. Estos biomateriales deben destacarse por sus cualidades mecánicas, tales como: tenacidad entendiendo el concepto como la capacidad del material de absorber energía antes de llegar a su punto o momento de fractura (1). Resiliencia que implica la capacidad de soportar fuerzas de presión que lo lleguen a deformar. Resistencia a la compresión esta hace referencia a la capacidad de soportar tensión antes de generarse una ruptura o deformación (23). Resistencia a la fatiga capacidad de soportar usos prolongando y conservar atributos a pesar del uso en el tiempo. La dureza por su parte implica la capacidad de penetración o desgaste. Deformación, implica la habilidad del material de conservar sus medidas y formas, para no presentar deformaciones ante presiones externas. Flexión, capacidad de deformación parcial antes de fractura o deformación permanente (1).

3.2.1 Cobalto-Cromo.

El cobalto emerge como un elemento metálico, mostrando una tonalidad blanca plateada. Su aplicación primordial radica en la creación de aleaciones. A temperatura ambiente, su solidez y ductilidad son limitadas, sin embargo, en altas temperaturas exhibe ductilidad. Por otro lado, el cromo se presenta como un metal de tono gris con la posibilidad de brillar intensamente. Se destina principalmente a formar aleaciones con hierro, níquel o cobalto (32). La adición de cromo en estas aleaciones resulta en un aumento de la dureza y la resistencia a la corrosión. El empleo conjunto de cobalto y cromo en la manufactura de aparatos dentales se origina en los albores del siglo, concretamente en 1929 cuando Erdle y Prange perfeccionaron las técnicas y materiales para su aplicación en aparatos dentales fundidos. Las aleaciones cromo-cobalto han mantenido su prominencia y en la contemporaneidad son prevalentes en dentaduras parciales removibles (33).

En el ámbito de las prótesis híbridas, se emplea una sólida estructura, generalmente compuesta de cromo-cobalto, la cual se ancla a los implantes por medio de tornillos. Dicha estructura se recubre con una cerámica opaca de tonalidad rosa, evitando su transparencia a través de la resina acrílica que la circunda y sostiene los dientes, también de naturaleza acrílica. La elección de una estructura con aleación de cromo-cobalto se distingue por su biocompatibilidad, asequibilidad y resistencia (33). Las aleaciones cromo-cobalto surgen como una opción viable para crear subestructuras protésicas sobre implantes, ofreciendo resistencia a la corrosión y un menor costo en comparación con aleaciones de oro o titanio. El aumento en la combinación de cobalto y cromo se atribuye a su baja densidad, coste económico, alto módulo de elasticidad (rigidez) y resistencia a la pigmentación, en contraposición con las aleaciones de oro (32).

3.2.2 Zirconia

La zirconia en odontología es un material cerámico de alta resistencia, se deriva del óxido de circonio, que es un compuesto químico con propiedades excepcionales para su uso en odontología debido a su durabilidad y apariencia estética. Este material se erige con oportunidades intrigantes para la concepción de estructuras. Con el ayuda de la tecnología asistida por computadora, se logra la posibilidad de esculpir una estructura monolítica de circonio, sobre la cual se estratifica porcelana en los dientes. Al contemplar la amalgama de estos materiales, imbuidos de cualidades mecánicas superiores.

El material cerámico de zirconia ha mostrado ser sumamente biocompatible y resistente a largo plazo ante las tensiones térmicas, químicas y mecánicas inherentes al entorno oral. Esta amalgama se aplica ampliamente en una diversidad de restauraciones dentales. La tecnología actual vinculada a los polvos de óxido de circonio contribuye al desarrollo de innovadoras restauraciones enteramente cerámicas, dotadas de biocompatibilidad y propiedades físicas

mejoradas, listas para aplicaciones clínicas. Las subestructuras de óxido de zirconio de alta resistencia pueden servir como base para coronas de cobertura completa o parcial, prótesis fijas, carillas, postes radiculares, muñones, coronas telescópicas primarias, pilares de implantes e implantes.

En el caso de las prótesis dentales fijas de óxido de zirconio, las propiedades mecánicas excepcionales de este material, caracterizado por su gran resistencia a la flexión y fractura, se imponen. El óxido de zirconio policristalino tetragonal con itrio (Y-TZP) se erige como la base de subestructura más resistente para fabricar prótesis dentales fijas totalmente cerámicas, ya sea en el área anterior o posterior. Estudios indican que la capacidad de resistencia a las cargas en FPD de Y-TZP supera notoriamente a otros sistemas cerámicos convencionales, como las cerámicas vítreas de disilicato de litio y la alúmina infiltrada con zirconia, y se subraya que esta resistencia a la fractura se acentúa aún más con el recubrimiento cerámico (34).

Los datos clínicos a corto plazo presentan una perspectiva prometedora para las FPD de Y-TZP, tanto en regiones anteriores como posteriores. No obstante, análisis clínicos que abarcan un periodo de hasta 5 años han señalado que las fracturas en la porcelana de recubrimiento representan uno de los desafíos principales, y su incidencia podría aumentar a lo largo del tiempo (15.2%). La tasa global de fractura en subestructuras de zirconia se mantiene relativamente baja (hasta 2.2%) (34).

3.2.3 Fibra de Carbono.

Por su estructura la fibra de carbono ofrece una serie de cualidades, entre las que se destaca la flexibilidad, resistencia, bajo peso, tolerancias a la fluctuación de temperatura (altas y bajas). También las fibras o tejidos elaborados con fibra de carbono aumentan su resistencia cuando se entrecruzan los hilos, esto mejora su resistencia al desgarre, mejora la resistencia de fuerzas de compresión como de flexión (25). La resistencia a la flexión de este tipo de material es superior a 250 GPa (2549 kg), por encima de las fuerzas que pueden existir en la cavidad oral que están en torno a 70/80 Kg. Por su estructura, demuestra mayor desempeño frente a la capacidad de absorción de choque, compresión y flexión.

Las prótesis en fibra de carbono se fabrican con hilos o filamentos independiente o en tejidos, integrados con base en polímeros, entre los más usados es el poliácilonitrilo, el cual suele combinarse con otro tipo de polímeros como metilacrilato, metilmetacrilato, vinilacetato y cloruro de vinilo. Los filamentos que se fabrican a partir de estos polímeros se caracterizan por su alta resistencia como flexibilidad. Sin embargo, para moldearlos y darles una forma definida como funcional requiere de un segundo material, como lo es la resina, la cual se encarga de unir los filamentos y mantenerlos en una forma prediseñada. En el ámbito de la odontología se utiliza resina epoxi, la cual se fabrica a “base bisfenol A libre de cualquier solvente α óptima compatibilidad con el composite dental y la resina base del composite” (2).

3.2.4 Polímeros reforzados con resina (FRC)

Biomateriales como polímeros presentan un mayor desempeño frente a las cualidades anteriormente mencionada (35). Los polímeros son materiales orgánicos, moléculas extraídas que se caracterizan por su bajo peso molecular y tamaño. Son extraídas y elaboradas en laboratorios, a partir de la polimerización mediante procesos tales como la condensación, por apertura de anillos y por adición o vinílica, se realiza una transformación con la unión de pequeñas moléculas hasta generar las macromoléculas con las cuales se elabora ya un material orgánico sintético (1).

Uno de los materiales interesantes para la fabricación de prótesis híbridas con los denominados compuesto reforzado con fibra (FRC) o *Fiber-reinforced*, los cuales han demostrado cualidades mecánicas de resistencia, durabilidad a las condiciones de la cavidad bucal, además de atributos estéticos similares a las condiciones del diente natural. Los composites FRC (*Fiber-Reinforced Composite*) son los materiales empleados en el ámbito aeronáutico y en muchos otros, donde la resistencia elevada y el peso reducido son necesidades clave.

3.2.4.1 Polímeros de alto rendimiento

Los polímeros de alto rendimiento se destacan por su alto desempeño además de biocompatibilidad, uno de los más conocidos y documentados en la literatura es el PEEK, (*Polyetheretherketone* traduce como Polietereftetercetona), este ha logrado un sólido reconocimiento en el ámbito de la salud oral, gracias a su destacado desempeño, accesibilidad en términos de costos y demostrada seguridad. El PEEK se destaca como el integrante preeminente dentro de la familia de polímeros PAEK. Este material puede ser procesado mediante diversas técnicas, incluyendo moldeo por inyección, extrusión y compresión, en un rango de temperaturas que oscila entre los 390°C y 420°C. Las piezas que incorporan este tipo de polímeros han demostrado una mayor estabilidad a largo plazo, además de una mejor biocompatibilidad (36).

El PEEK fue patentado en 1981 como material de implantación y obtuvo la aprobación de la FDA (Food and Drug Administration) en 1990, especialmente en los campos de Ortopedia, Traumatología y también Neurocirugía. Se erige como una alternativa a las aleaciones metálicas y al circonio en la manufactura de estructuras, aditamentos y prótesis para reemplazo dental fijo y removible (37).

Comúnmente tiene un color beige, parecido al del diente. Posee excelentes propiedades de resistencia mecánica y química que se conservan a temperaturas elevadas. El módulo de Young es de 3,6 GPa, similar al del hueso humano, y su resistencia a la tracción oscila entre 90 y 100 MPa. Tiene una temperatura de transición vítrea en torno a 143°C y se funde en torno a 343°C (662°F). Es altamente resistente a la degradación térmica, así como a los

ataques de ambos ambientes acuosos y orgánicos, excepto al ácido sulfúrico al 98% (37).

El PEEK se configura como un material radiolúcido, caracterizado por su estabilidad química y física, además de su capacidad para resistir los efectos adversos de la radiación. También presenta una notable resistencia al desgaste y su compatibilidad se extiende a varios agentes de refuerzo, incluyendo fibras de vidrio y carbono. Su estabilidad se mantiene en temperaturas inferiores a los 300°C (37).

Tabla 1. Principales propiedades del PEEK según sus métodos de análisis.

Propiedad	Método de análisis	PEEK
Resistencia a la flexión	ISO 178	164 Mpa
Módulo elasticidad	ISO 178	3.9 Gpa
Resistencia a la fatiga por flexión	ISO 178, 1 Hz, 106 ciclos	139 Mpa
Prueba de compresión	ISO 604	135 Mpa
Fuerza de tracción	ISO 257	115 Mpa
Densidad	ISO 1183	1.3 g.cm ³
Absorción agua (24 h)	ISO 62	0.5 Wt. %
Solubilidad	ISO 20795-1	=u/mm ³
Capacidad de pulido	ISO 20795-1	Superficie pulida de alto brillo
Temperatura de fusión	DSC	340 °C (644 °F)

Fuente. Ortega, M. J; (2018) (37).

El uso de tecnología CAD/CAM ha maximizado las posibilidad para los polímeros de alto rendimiento, dado que se pueden diseñar estructuras más complejas, con mejores terminados y mayores desempeños. Entre las ventajas de este tipo de materiales figura una estabilidad dimensional durante el procesamiento, no se dilata, ni curva, tiene buena resistencia a la abrasión, bajo peso, para su ablandamiento se requiere una mayor temperatura a la de muchos alimentos, es insoluble a los líquidos bucales, presenta propiedades ópticas, como translucidez o transparencia, no presenta cambios de apariencia o color después del procesamiento. Es un material biocompatible, insípido, no tóxico ni irritante, porosidad sin riesgo de contaminación microbiana (37).

Se ha destacado propuestas biocompatibles como biomecánicas de los polímeros de alto rendimiento, entre estas:

- Químicamente resistente e inerte a la mayoría de los ácidos y las bases.
- Conserva sus propiedades mecánicas a altas temperaturas (500 °C).
- Excelente pulido, por lo que no adhiere placa bacteriana.
- Dureza y resistencia comparable al acero inoxidable.

- Marcada resistencia al agrietamiento por tensión, estrés, fricción y torsión.
- Puede soportar hasta 3.000 ciclos de esterilización en autoclave (ISO11357: 343 °C).
- Es radioluciente, por lo cual no produce artefactos a la exploración por rayos X.
- Gran estabilidad hidrolítica en agua caliente, vapor y disolventes.
- Confort para el paciente por su ligereza y baja densidad (ISO 1183: 1,32 g/cm³).
- Módulo de elasticidad comparable al hueso cortical.
- En la actualidad, se considera el material más biocompatible y menos tóxico para la cavidad bucal.
- Presenta en su naturaleza un color canela semejante al color del diente natural.
- Menor peso frente a materiales metálicos
- Menor costo frente a alineaciones metálicas o de circonio

Por sus cualidades mecánicas y biocompatibles su uso en implantología y elaboración de prótesis implantosoportada se ha incrementado. Gracias a su alta resistencia a la fractura, el PEEK se ha analizado en diversos estudios para la fabricación de prótesis fija convencional ya sea para uso temporal, sustituyendo a las resinas convencionales o polímeros simples/convencionales como el polimetilmetacrilato (PMMA), o para su uso permanente, sustituyendo al cromo-cobalto o el titanio. Incluso se han descrito técnicas específicas de rehabilitación como el conocido 'All-on-4'. Los grandes avances en la tecnología CAD-CAM se permite fresar este material sin que pierda sus propiedades mecánicas en comparación a los metales convencionales lo que aumenta las oportunidades para su utilización (37).

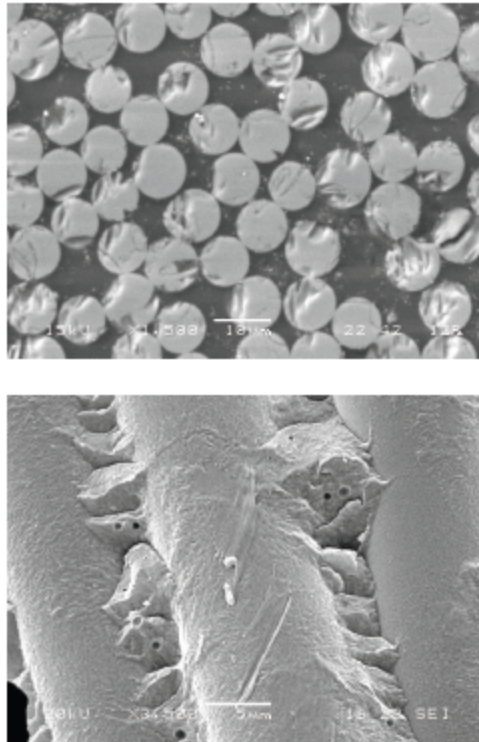
3.2.4.2 Polímeros de alto rendimiento con compuesto reforzado con fibra (FRC) o *Fiber-reinforced*

Los composites FRC (*Fiber-Reinforced Composite*) son materiales empleados en el ámbito aeronáutico y en muchos otros, donde la resistencia elevada y el peso reducido son necesidades clave. Uno de estos compuestos que se ha documentado en la literatura es el Trilor desarrollado por Bioloren (Saronno, Italia) un tecno polímero biocompatible de alto rendimiento, con una matriz reforzada con fibras de vidrio multidireccionales que le otorga mayor resistencia y durabilidad.

Trilor es un material termoendurecedor de alta calidad y estabilidad utilizado para fabricar prótesis dentales. Está compuesto por una matriz de fibra de vidrio multidireccional que le otorga resistencia y durabilidad. Es biocompatible y no contiene metal. El material no está sinterizado ni fundido, lo que mantiene su dimensión inalterada. Además, no se contrae ni se expande con el tiempo. El material Trilor posee una certificación europea CE y FDA estadounidense como material protésico permanente.

En la figura 1 se presenta el tipo de estructura del compuesto reforzado con fibra, en este caso de Trilor, de acuerdo con el fabricante la estructura de la fibra trenzada reproduce la estructura del tejido en una configuración multidireccional para brindar las mejores prestaciones en términos de distribución de las cargas y de las tensiones de la estructura. Así mismo, la interfaz matriz/fibras constituye el punto más crítico de las estructuras compuestas, a través de este método de producción industrial sumamente preciso y fiable se logra un mayor nivel de adhesión entre las fibras y la matriz de resina que puede amplificar de manera notable las características tecnológicas del material.

Figura 1. Estructura del compuesto reforzado con fibra (Trilor).



Fuente. Sweden & Martina Implantology. Trilor Arc (38).

Respecto a características del Trilor se destacan las siguientes: no está sintetizado, ni fundido lo que permite que este conserve sus dimensiones de forma inalterada. Igualmente, no contiene metales, tampoco zirconio, lo que evita problemas entre la interacción y contacto entre diversos metales que suelen traducirse en desgastes, oxidación en casos de metales. Es químicamente estable, no presenta corrosión ni oxidación, lo que favorece su resistencia a las condiciones de la cavidad bucal, a las temperaturas de los alimentos y la incidencia de la saliva. Adicional, su color, que por un lado, posee estabilidad cromática elevada, y por otro, permite mimetizarse y combinarse con otros materiales (38).

Además de las características mencionadas anteriormente, se cataloga cómo un material adecuado para prótesis definitivas por ser duradero y resistente posibilita su reparación. Según el fabricante, este tiene un peso 3 a 5 veces menor respecto al metal y zirconio. Por su estructura y construcción, el Trilor minimiza la absorción de líquidos.

El material además ha sido sometido a pruebas de fatiga, prueba de flexión y dureza (Barcol), resistencia a la fractura. En la tabla 2 se presenta la composición del material Trilor.

Tabla 2. Composición del material: Trilor

Atributo	Valor
Color	blanco
Resistencia a la tracción	380 Mpa
Resistencia a la flexión	540 Mpa
Elongación en tracción	2%
Módulo de flexión	26 Gpa
Módulo de tracción	26 Gpa
Resistencia a la compresión (perpendicular)	530 MPa
Resistencia al impacto (prueba de Charpy)	300 KJ/cm ²
Dureza Rockwell (escalas R)	111 HRR
Dureza Barcol	70
Dureza Shore D.	90
Densidad	1,8 g/cm ³
Absorción del agua	Mínimo

Fuente. Sweden & Martina Implantology. Trilor Arc. (38).

Además de pruebas de resistencia, el material ha sido sometido a pruebas de biocompatibilidad a través de normas estandarizadas. En la tabla 3 se presentan las pruebas, la norma que delimitó los parámetros de la misma y los resultados obtenidos.

Tabla 3. Prueba de biocompatibilidad: Trilor

Prueba	Normativa	Resultado
Genotoxicidad y Cancerogenicidad	ISO 10993-3 y cert. Japonés	Negativo
Citotoxicidad	ISO 10993-5:2009 y 10993-5:2000	Negativo
Toxicidad aguda sistémica	ISO 10993-11:2006	Negativo
Hipersensibilidad retrasada	ISO 10993-10:2010	Negativo
Irritación cutánea	ISO 10993-10:2010	Negativo
Solubilidad	ISO 10477-2009	Insoluble

Estabilidad cromática a 37°C durante 48 horas en solución salina (saliva artificial)	Prueba interna Bioloren	Estable
--	-------------------------	---------

Fuente. Bioloren. Trilor. Manual. (10).

En la tabla 4 se reseñan las características y ventajas compuesto reforzado con fibra: Trilor.

Tabla 4. Características y ventajas: Trilor

Características	Ventajas
Estabilidad del material	Se elabora 1:1
Ninguna sinterización – ninguna fusión	Mantiene sus dimensiones, es estable
Ausencia de metal y zirconio	No contiene metal, ausente de bimetalismo
Ninguna corrosión y oxidación	Es químicamente estable
Vidrio-polímero	Se alea con materiales estéticos
Estética	Blanco marfil, material mimético
Durabilidad	Es permanente
Resistencia a la fatiga	Después de 1.200.000 ciclos (5 años de masticación) está entero
Reparabilidad	Puede repararse con compuestos
Ligereza	Pesa 3-5 veces menos que los metales y el zirconio
Absorción de líquidos	Tiene una tecnología que minimiza la absorción de líquidos
Economía	Reduce el tiempo de fabricación de prótesis

Fuente. Bioloren. Trilor. Manual. (10).

3.3 Evidencia en el estudio de prótesis con materiales innovadores

Diferentes estudios han abordado el diseño de asistido por computadora y la fabricación asistida por computadora (CAD- CAM) de prótesis dentales, se ha documentado beneficios en cuanto a precisión dado que reduce los errores y omisiones humanas en el proceso (8). Esta tecnología ha posibilitado también usar diversos materiales para elaborar prótesis dentales fijas soportadas por implantes (ISFDP; *implant-supported fixed dental prostheses*).

Igualmente, estas tecnologías también se usan con materiales convencionales, como aleaciones de materiales como el titanio, zirconio, cromo-

cobalto (Co Cr), sin embargo, continua la búsqueda de nuevos materiales que sean biocompatibles, económicamente rentables, y sobre todo que ofrezcan un desempeño adecuado para soportar el esfuerzo continuo que se reflejará en la durabilidad o sobrevivencia de la prótesis (8).

La durabilidad o supervivencia de prótesis dentales fijas soportadas por implantes está condicionada por el material protésico, dado que a través de este se trasmite el estrés durante el proceso de masticación y este determinar la capacidad de carga de la prótesis (39). Este aspecto es significativo dado que durante la masticación el estrés generado se transfiere a la interfaz implante-estructura o implante-hueso, y puede provocar complicaciones mecánicas o biológicas (40). El material protésico usado, entonces resulta relevante para evitar deterioros acelerados de la prótesis, o daño como desajuste de tornillos, pérdida ósea periimplantaria, las fracturas de la estructura, e incluso fracturas en la misma estructura de la prótesis (8).

Los materiales tradicionales, como aleaciones de Co-Cr son un referente comparativo para evaluar la resistencia o durabilidad de las prótesis fijas. Las aleaciones de Co-Cr convencionales incluyen 55–63 % en peso de cobalto y 25–28% en peso de cromo con un punto de fusión de $>1490^{\circ}\text{C}$ (41). Su proceso de fabricación, como su composición inciden en el desempeño de la prótesis, así como en la biocompatibilidad, esto último en relación a la liberación de sustancias del material que podrían generar una reacción biológica en tejidos subyacentes (8). El estudio de Kassapidou et al., realizado en el año 2020 (42) informó que la aleación fundida tenía la mayor liberación total de iones en comparación con el Co-Cr de fresado duro, el Co-Cr de fresado suave y el Co-Cr sinterizado con láser. Lo anterior, entonces pone de manifiesto que tanto el material como el proceso en que se elabora incide en el desempeño y seguridad de la prótesis.

Esto ha dado la oportunidad al estudio de materiales como las resinas compuestas reforzadas con fibra (FRC) CAD-CAM, estas tienen una alta concentración de entrelazado multidireccional de fibras de vidrio altas en comparación con los FRC convencionales, y se han utilizado como marcos de prótesis dentales fijas soportadas por implantes debido a su supuesto comportamiento de absorción de impactos, bajo módulo elástico, y alta resistencia a la flexión (43).

Una estructura metálica puede transferir fuerzas masticatorias directamente a la superficie del hueso debido a su estructura rígida (44). Sin embargo, al tener un módulo elástico bajo, las estructuras de FRC pueden absorber la energía del ciclo masticatorio, proporcionando la ventaja de reducir la tensión en la superficie ósea periimplantaria (45). Informes anteriores demostraron que las estructuras de FRC generaban menos tensión en el hueso esponjoso y cortical en comparación con la generada por las estructuras metálicas (43).

Un FRC introducido (Trinia; Shofu Dental Corp) consta de un 60 % de entrelazados multidireccionales de fibras de vidrio y un 40 % de resina epoxi. Este tipo de material de Trinia no es inflamable, es biocompatible, liviano, y se ha utilizado como marco para ISFDP debido a su alta resistencia a la flexión y la compresión (46) (47). Debido a que Trinia tiene una naturaleza anisotrópica, las propiedades mecánicas de la estructura pueden diferir según la orientación de la fibra de vidrio.

En el estudio de Ewers et al (48), realizado en el año 2017 se informó el uso de 101 marcos Trinia para la fabricación de FDP de unidades múltiples o CAISFDP (arco completo prótesis dentales fijas implantosoportadas). Según lo documentó este estudio en el caso de dieciséis pacientes que recibieron CAISFDP mandibular en 4 implantes cortos se logró una tasa de éxito protésico del 100 % en 64 meses. Solo se rompió 1 marco FDP mientras que no hubo fragmentos para ninguna prótesis (48). El estudio reportó que Trinia fue una alternativa prometedora a los ISFDP metálicos (48).

Los estudios de Biris et al., de 2017 (46) y el de 2018 informaron la utilización exitosa de marcos FRC (Trinia) para prótesis dentales fijas soportadas por implantes. De acuerdo con resultados de los estudios después de 18 meses, una muestra de 24 pacientes que recibieron 35 implantes no se presentó deformación del implante ni de la estructura, así mismo, los pacientes informaron satisfacción con los implantes (46). En el estudio de 2018, luego de un seguimiento de 30 meses de 35 ISFDP los resultados fueron consistentes en lo biológico como en su desempeño mecánico (47). Estos dos estudios concluyen que las resinas compuestas reforzadas con fibra (FRC) ofrecen resultados prometedores por su resistencia y durabilidad comprobada a través del tiempo.

Por su parte, en el estudio de Rayyan et al., del año 2020 se evaluó en estructuras de resinas compuestas reforzadas con fibra (FRC) (Trinia) los valores de carga al fallo, así como falla por fatiga de las estructuras (49). Para este caso se revisaron estructuras FRC (Trinia) revestidas de composite implantosoportadas de 3 unidades (49), según los resultados obtenidos estas estructuras se fracturaron a 1.679,56 Newton¹, mientras que para el óxido de circonio revestido con resina compuesta, la fractura se produjo a 1.905,47 Newton. Este valor demuestra la resistencia del material que ofrece un resultado favorable. Respecto a la prueba de fatiga el estudio de Rayyan et al., evidenció “fracturas de resina compuesta de revestimiento en la zona cervical de las estructuras de FRC debido a tensiones de tracción en lugar de compresión (oclusal)” (49). Por su parte, en el estudio de Yilmaz et al., del año 2019 respecto al valor de carga hasta llega al punto de fractura de las estructuras de FRC (Trinia) con un voladizo de 10 mm, se encontró que esta se produce a 2.036,69 N., en comparación para estructuras con

¹ En física, un newton (símbolo: N) es la unidad de medida de la fuerza en el Sistema Internacional de Unidades. 1 newton equivale a un pascal por metro cuadrado. Y también a la aceleración de un objeto de 1 kg de masa = $\text{kg}/(\text{m}/\text{s}^2) = \text{N}$.

óxido de circonio 3YTZP el valor fue 5.800,51. Evidentemente superior este último, sin embargo, se consideró es un resultado prometedor.

Así mismo, el estudio Zapparoli et al., del año 2017 (50) evaluó el análisis de estrés fotoelástico de las estructuras FRC (Trinia), Co-Cr y Ti para CAISFDP mandibulares, según los resultados logrados las estructuras de FRC exhibieron los resultados más favorables, incluido el peso reducido y la absorción de impactos, en comparación con las barras de Co-Cr y Ti (50). Se tuvo también diferencia en la región cervical de los implantes. La estructura de FRC tuvo menor tensión en comparación con la estructura de Co-Cr y Ti que por su rigidez se asocia a mayor tensión (50).

En el estudio de Seemann et al., del año 2015 analizaron las estructuras FRC, encontrando que estas pueden usarse sin complicaciones técnicas o biológicas, así mismo, respecto a las “longitudes en voladizo se midieron calculando la relación entre la longitud del puente y la longitud del implante anteroposterior, que fue de hasta 5,7 los autores afirmaron que los voladizos más largos podrían usarse con éxito” (51). Para el año 2018 un estudio de Seemann, Wagner, Marincola, y Ewers, concluyeron que prótesis con este tipo de material ofrecen durabilidad, son seguras y demás resulta económicamente rentables (52), según estos autores la tasa acumulativa de supervivencia de los implantes a los 5 años fue del 98 %, y la pérdida ósea marginal media alrededor de los implantes mesiales y distales fue de 0,17 mm, dentro del rango fisiológico (52), así mismo, “la tasa de supervivencia de la prótesis fue del 100 % después de un seguimiento de 4 años, mientras que un voladizo distal de 27,8 mm se fracturó después de 4,8 años de carga” (52).

De igual manera, Wagner et al., en un estudio de 2018 (53) utilizaron estructuras FRC (Trinia) para la fabricación de arco completo prótesis dentales fijas implantosoportadas maxilares cementados en 4 implantes cortos para 18 pacientes. Respecto a la evaluación de la durabilidad se obtuvo que al cabo de un año “la tasa de supervivencia acumulada de 72 implantes fue del 97,2 % y la tasa de supervivencia protésica fue del 100 %”. Los autores compararon el desempeño frente dentaduras naturales y prótesis parciales, el resultado fue positivo. Así mismo, evaluaron la pérdida de hueso marginal que osciló entre 0.4 y 1.3 mm, lo cual estuvo dentro de parámetros de estudios anteriores, donde se ubicó esta pérdida en 0,74 a 1.41 mm (54) (55).

Los estudios citados anteriormente, permiten evidenciar que la resinas compuestas reforzadas con fibra (FRC) es un material con un prometedor desempeño para la fabricación de estructuras de prótesis. Sin embargo, se requiere mayor estudio de su comportamiento para evaluar cómo se comporta a presión, así como su durabilidad en el tiempo. El estudio de Cevic et al., de 2022 coincide con esa premisa de investigar sobre nuevos materiales que se usan para la fabricación de prótesis dentales a través de tecnologías CAD-CAM (8).

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Cuantificar la resistencia flexural de una estructura para prótesis híbrida fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®).

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar el efecto de la longitud del voladizo a 7mm en la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®)
- Evaluar el efecto de la longitud del voladizo a 10 mm en la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®)
- Establecer la relación entre la longitud del voladizo y la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®)
- Medir la máxima fuerza de flexión que soporta el voladizo de la estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®).

5. METODOLOGÍA

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Para este estudio se desarrolló un estudio experimental *in vitro*. El cual implica que se realiza fuera de un organismo vivo, bajo condiciones de laboratorio controladas (56). Un estudio *in vitro* es un tipo de investigación científica que se realiza en un entorno controlado. Este tipo de estudio implica la manipulación de componentes en un entorno de laboratorio.

5.2 POBLACIÓN OBJETIVO

La población corresponde a estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® para prótesis dentales.

5.3 Tamaño de muestra y diseño de muestreo

5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

La muestra seleccionada está constituida por 6 estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®. Para el cálculo de la muestra se tomó en cuenta los siguientes parámetros, de acuerdo con los resultados del estudio de Evelina et, al., "*Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling*" realizado en el año 2022 (57). Tal como se describe en la tabla 5.

Tabla 5. Datos para el cálculo de la muestra

Varianzas	Iguals
Opción:	Opción 1
Diferencias de medias a detectar:	1.058,825
Desviación estándar común:	611,725
Razón entre tamaños muestrales:	1.00
Nivel de confianza:	95.0%

Con base en los datos de la tabla 5 se procedió al cálculo de la muestra, como se define en la tabla 5. En este caso se optó por un tamaño de muestra de seis (6) piezas, a las cuales se les hará 3 pruebas, lo que arrojó un total de 18 resultados. Es decir, a cada prótesis se les realizó una prueba en el voladizo izquierdo, derecho y centro.

Tabla 6. Resultado cálculo de la muestra

Potencia (%)	Tamaño de la Muestra		
	Población 1	Población 2	Total
60.0	5	5	10
70.0	6	6	12

Fuente. Resultados basados en el estudio de Evelina Haroyan, D., Romero Rubio, M., Del Rio, H. J., Lynch, D. C., Castillo, O R. (2022) (57).

La muestra seleccionada está constituida por seis (6) estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®.

5.3.2 Diseño de muestreo

Se definió utilizar una muestra de seis (6) estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® divididas en dos grupos: a) estructuras con un voladizo de 7 mm y b) estructuras con un voladizo de 10 mm.

Las seis estructuras se sometieron a una prueba de resistencia flexural tanto del lado derecho, lado izquierdo y centro, en total se obtuvo el resultado de 18 pruebas como se describe en la tabla 7.

Tabla 7. Cantidad de prótesis según la muestra

Grupo	Cantidad e pruebas.		Total
A) Estructura voladizo de milímetros	con 7	Estructura A1	3
		Derecho	
		Izquierdo	
	Estructura A2	Derecho	3
		Izquierdo	
		Centro	
	Estructura A3	Derecho	3
		Izquierdo	
		Centro	
B) Estructura voladizo de milímetros	con 10	Estructura B1	3
		Derecho	
		Izquierdo	
	Estructura B2	Derecho	3
		Izquierdo	
		Centro	
	Estructura B3	Derecho	3
		Izquierdo	
		Centro	
Pruebas totales.			18

Fuente. Elaboración propia (2024).

5.3.3 Criterios de selección

- Estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor®.
- Voladizos distales de 7mm y 10 mm.

5.3.3.1 Criterios de inclusión.

- Estructuras fabricadas en un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® en perfecto estado y uniformidad en su diseño y manufactura.

5.3.3.2 Criterios de exclusión.

- Estructura con errores o deficiencias en el proceso de diseño
- Fallas o debilitamiento por construcción de la estructuras.

5.4 Materiales y métodos

5.4.1 Diseño del modelo

Para el desarrollo de las estructuras fabricadas con un polímero reforzado con fibra de vidrio Trilor® a evaluar se inició con la construcción de un modelo maestro, con el cual fabricar las piezas. En la figura 1, se aprecia este modelo metálico que se realizó siguiendo la orientación de la investigación Horoyan (2021) sobre el análisis in vitro de ala fibra de carbono como meso estructura de prótesis híbridas implantosoportadas (2).

Paralelo al diseño del soporte y de la punta que tendrá contacto con el voladizo de la prótesis, se procedió al diseño del modelo maestro, así como una simulación de la encía y piezas dentales, esto con el objetivo de “emular una situación clínica real, donde la colocación de los implantes dentales (prótesis híbridas implantosoportadas) depende en gran medida de las características anatómicas del paciente (57).

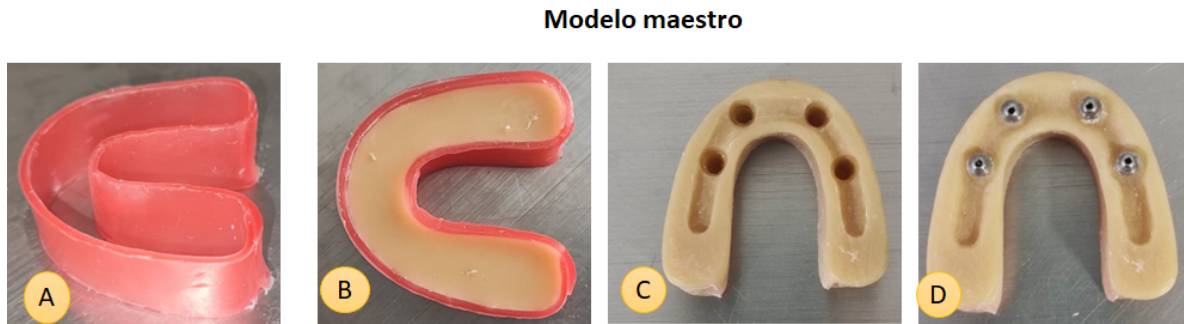
Para el diseño de los cuerpos de muestra se intentó emular una situación clínica real, ubicando los implantes dentales en posición anatómica de dientes 34,32,42 y 44, permitiendo lograr una restauración hasta primeros molares como opción terapéutica indicada para caso de pacientes edéntulos.

Se inició con el modelo maestro, este se realizó con material acrílico de Autocurado NOVACRIL este acrílico autopolimerizable no requiere de fuentes de calor para su polimerización, la resina es activada químicamente, mediante la

inclusión de una amina terciaria al componente líquido y no requiere la aplicación de energía térmica.

El modelo maestro cuenta una dimensión de 15 milímetros de altura y 50 milímetros de diámetro. En la figura 4 se presenta las fases en la creación de este modelo, teniendo por referencia una matriz inferior, con diseño All On Four. (58). Como se observa en el cuadrante B se presenta el relleno del modelo, posteriormente, en el cuadrante C se aprecian el canal y perforaciones. En el cuadrante D del modelo “maestro” se aprecia la incrustación de cuatro implantes (tornillos de osteointegración) marca MIS con referencia MIS- MF7-10375 de 3.75 mm de largo y 10 mm de diámetro, de conexión externa. Los implantes están ubicados en posiciones: 34,32,42 y 44 del arco dentario, como se aprecia en la figura 5.

Figura 2. Plano superior del modelo maestro con implantes dentales.



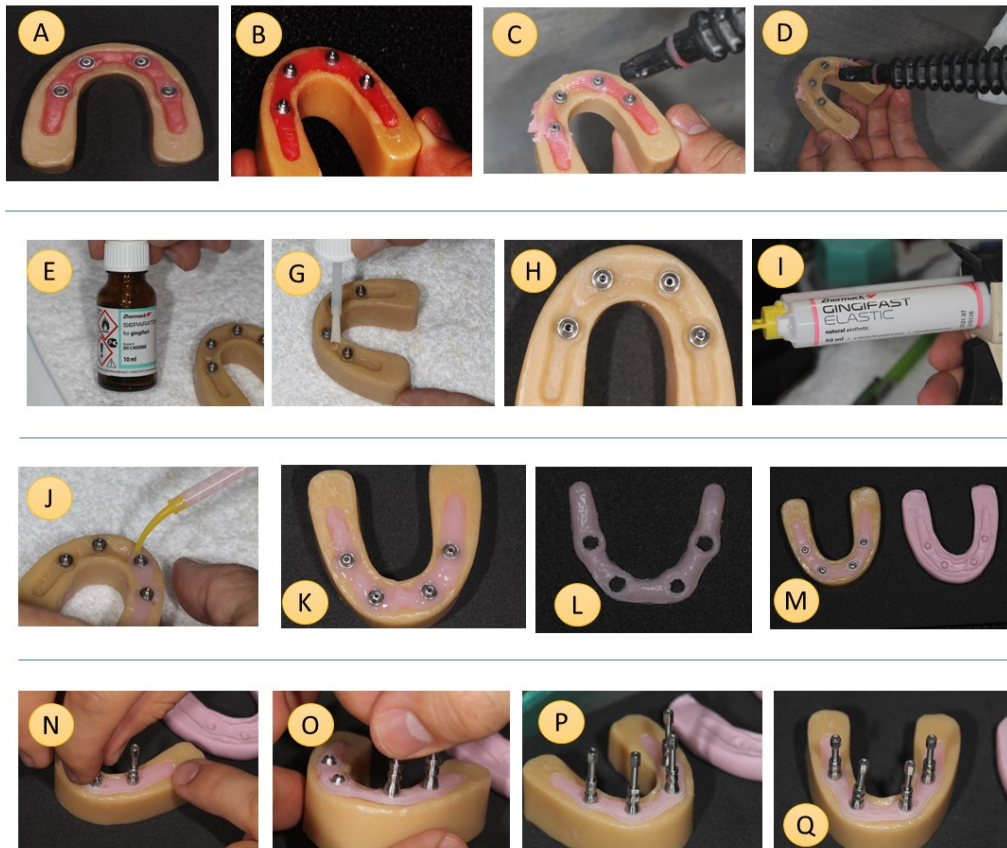
Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

En la figura 3 se presenta la secuencia de pasos para la elaboración de la estructura.

Partiendo del modelo maestro, en el cuadrante A y B se ilustra la elaboración de la estructura en cera, la cual se derritió y limpió (ver cuadrante C y D), posteriormente se aplicó SEPARATOR para Gingivas (cuadrante E y G), una vez lista la pieza se aplicó el Gingifast (Zhermarck, Gingifast Elasticm natural aesthetic) (Mixing ratio, base y catalizador: 1:1) (cuadrante I, J), de esta manera se obtuvo una versión de la estructura (cuadrante L y M), posteriormente se revisó la posición de los soportes metálicos del implante (cuadrantes B, O, P y Q).

Figura 3. Modelado de la estructura para la prótesis dental.

Modelado



Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

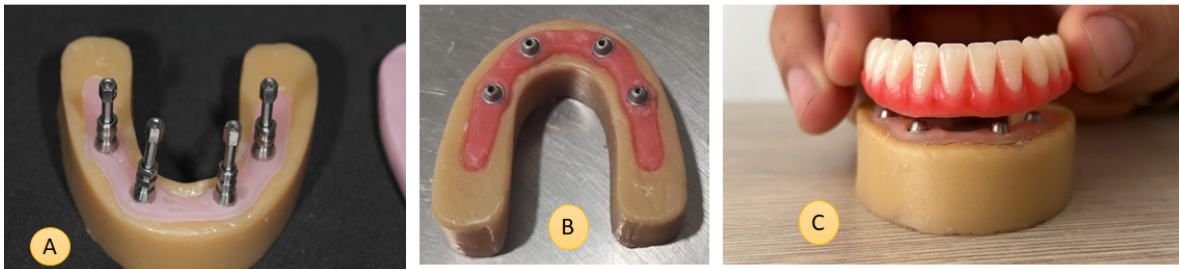
En el modelo maestro se aprecia la incrustación de cuatro implantes (tornillos de osteointegración) marca MIS con referencia MIS- MF7-10375 de 3.75 mm de largo y 10 mm de diámetro, de conexión externa.

Como se observa en la figura 4, los implantes están ubicados en posiciones: 34,32,42 y 44 del arco dentario. En el cuadrante A se aprecia la ubicación donde se posicionaron las piezas, en el cuadrante C, se aprecia la postura de una prótesis para simular las condiciones eventuales del paciente.

Se prosiguió con la elaboración de la simulación de encía y piezas dentales, para tomar la referencia de cómo se ubicarían estos respecto al voladizo (izquierdo y derecho). En la figura 4 se aprecia este proceso.

Figura 4. Ubicación de los implantes

Posición implantes



Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

5.4.2 Diseño de la punta

Para realizar la prueba de diseño la punta que tendrá contacto con el área del voladizo, en este caso se optó por enviar a un taller de metal mecánica (Coltornillos) el diseño para la elaboración de la pieza, con las siguientes indicaciones:

Fabricación de punzón en AISI 1045 de 1" x 75mm con punta tipo pala de 5 x 1 mm S/Plano.

En la figura 3 de presenta el diseño de la pieza, en el cuadrante A se aprecia el boceto, el cuadrante B presenta la pieza ya elaborada, el cuadrante C, D y E, permiten apreciar el acercamiento a la punta que tendrá contacto con las estructuras para el ensayo. La punta se fabricó en acero, cuenta con unas medidas de 7.5 centímetros de alto, un diámetro de 0,7 milímetros. El área de contacto con el voladizo se estimó en 5 mm x 1 mm.

Figura 5. Diseño de la punta de contacto con el área del voladizo.



Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

5.4.3 Diseño del soporte

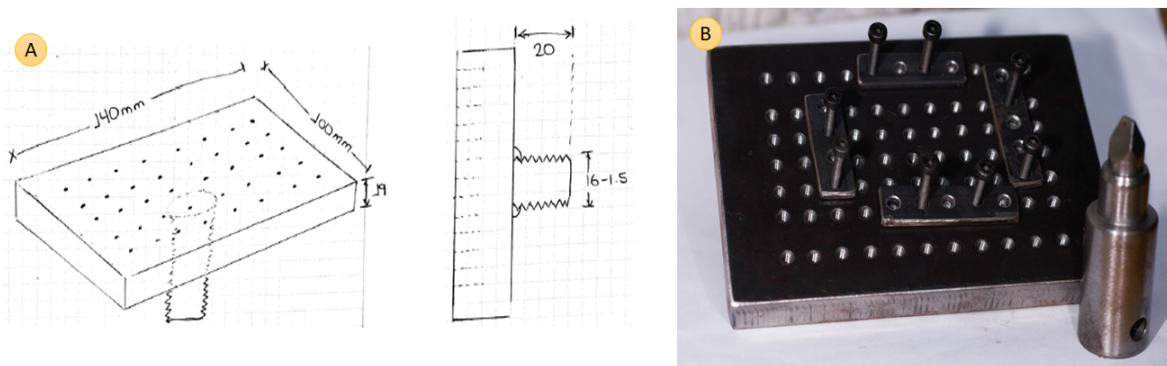
Paralelo a la fabricación del modelo maestro para elaboración de la prótesis, se desarrolló los soportes y la pieza para realizar la presión sobre los voladizos.

En la figura 2 se aprecia el soporte que se diseñó para la sujeción de las piezas y de esta manera mientras se ejerce la presión sobre el voladizo (izquierdo o derecho), esta se mantenga estable, evitando el movimiento que pueda distorsionar el resultado de la medición.

El soporte o base de sujeción (ver figura 6) se diseñó en acero con unas medidas de 14 centímetros de largo con 10 centímetros de ancho, en el cuadrante A de la figura 6 se aprecia el boceto, en el cuadrante B el soporte terminado, con los respectivos tornillos y laminas para la sujeción de las piezas de prueba. Cuenta con diferentes perforaciones (7 filas y 11 columnas) para la fijación de la pieza según necesidad de la postura (derecha e izquierda), cada una de las posiciones esta atornillable para una mayor seguridad. A continuación, se detallan los datos técnicos de esta placa de soporte:

base de sujeción para ensayo de flexion en Lamina A50 de 3/4 ´ 140mm x 100mm + 77 perforaciones roscadas de 4mm + 4 bridas de sujeción + eje roscado de acople de 16-1.5 x 20mm S/Plano

Figura 6. Soporte para la fijación de la prótesis durante la prueba.

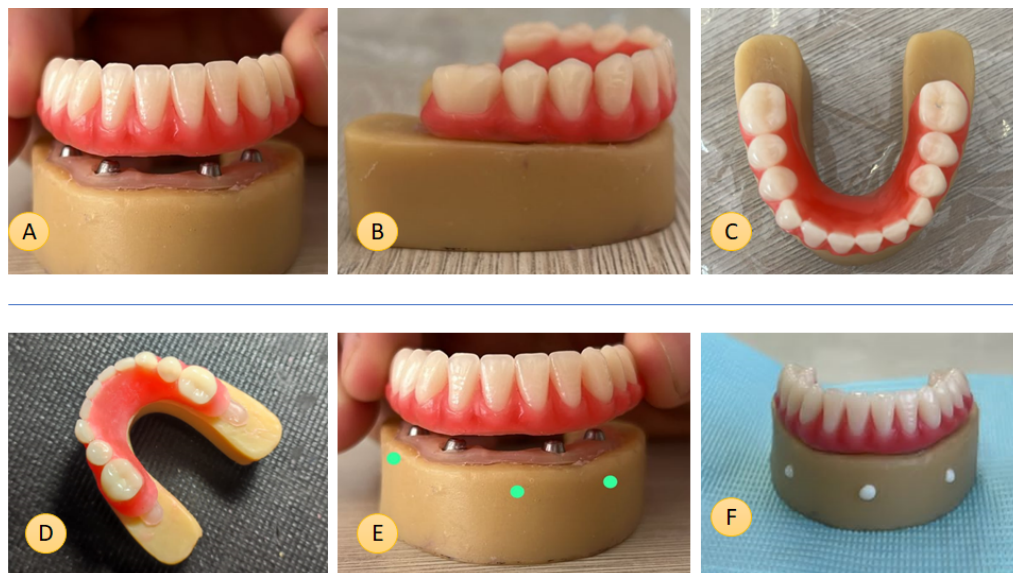


Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

5.4.4 Escaneo del modelo dentado

Una vez se elaboró una versión de la estructura para la prótesis y la simulación de encía y piezas dentales, para tomar la referencia de cómo se ubicarían estos respecto al voladizo (izquierdo y derecho). Se preparó las piezas para su escaneo, como se ilustra en la figura 7. En los cuadrantes A, B y C se ilustra las piezas, tanto el modelo maestro, la estructura y la prótesis, en el cuadrante E y F se aprecia las marcas correspondientes para el escaneo.

Figura 7. Elaboración – simulación de las encías y piezas dentales.



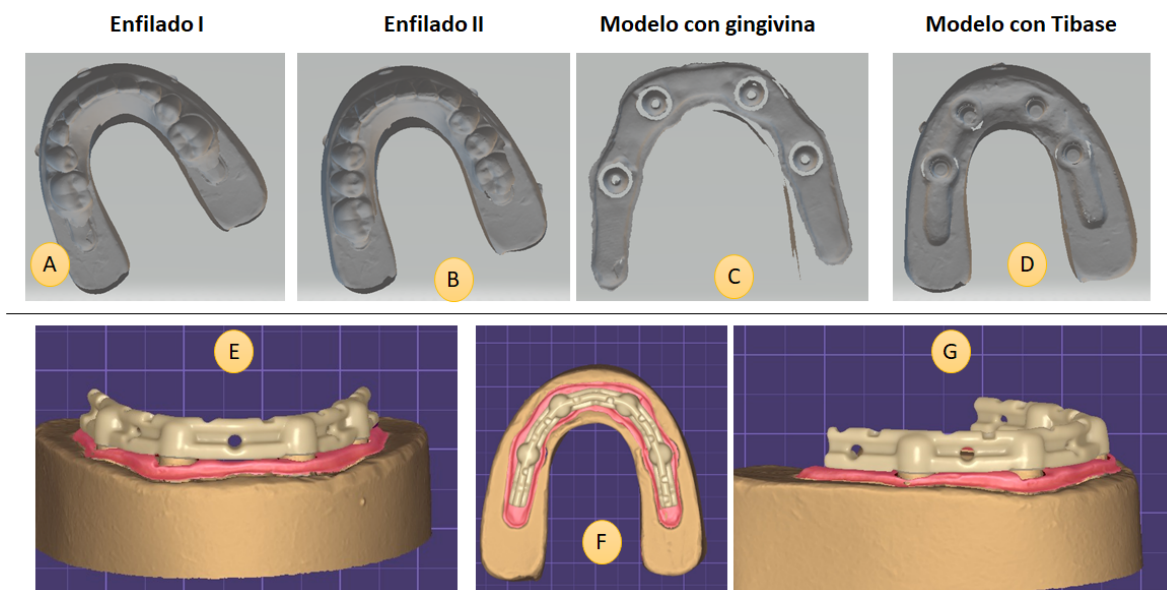
Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

Posteriormente fue escaneado, por el Laboratorio Dental Dahiana Villegas durante este proceso, los *scan bodies* se colocan sobre los implantes dentales. Los *scan bodies* están diseñados para ser detectados y reconocidos por el escáner digital.

Los *scan bodies*, también denominados localizadores, son dispositivos que se acoplan a las conexiones de los implantes de modo comparable a los fiadores de impresión analógica o que se unen a los análogos de los implantes en el modelo de trabajo para posicionar las piezas a reponer. Una vez fijados, se digitalizan mediante un escáner para registrar la posición, orientación y angulación de los implantes y así obtener un modelo digital (2).

Una vez que los *scan bodies* están en su lugar, se realiza un escaneo digital. La información capturada se utiliza para crear un modelo tridimensional preciso de la estructura. Este modelo digital se utiliza en la planificación y diseño de prótesis dentales según parámetros de la anatomía probable del paciente. En la figura 8 se aprecia el resultado del escaneo digital.

Figura 8. Resultado del escaneo digital.



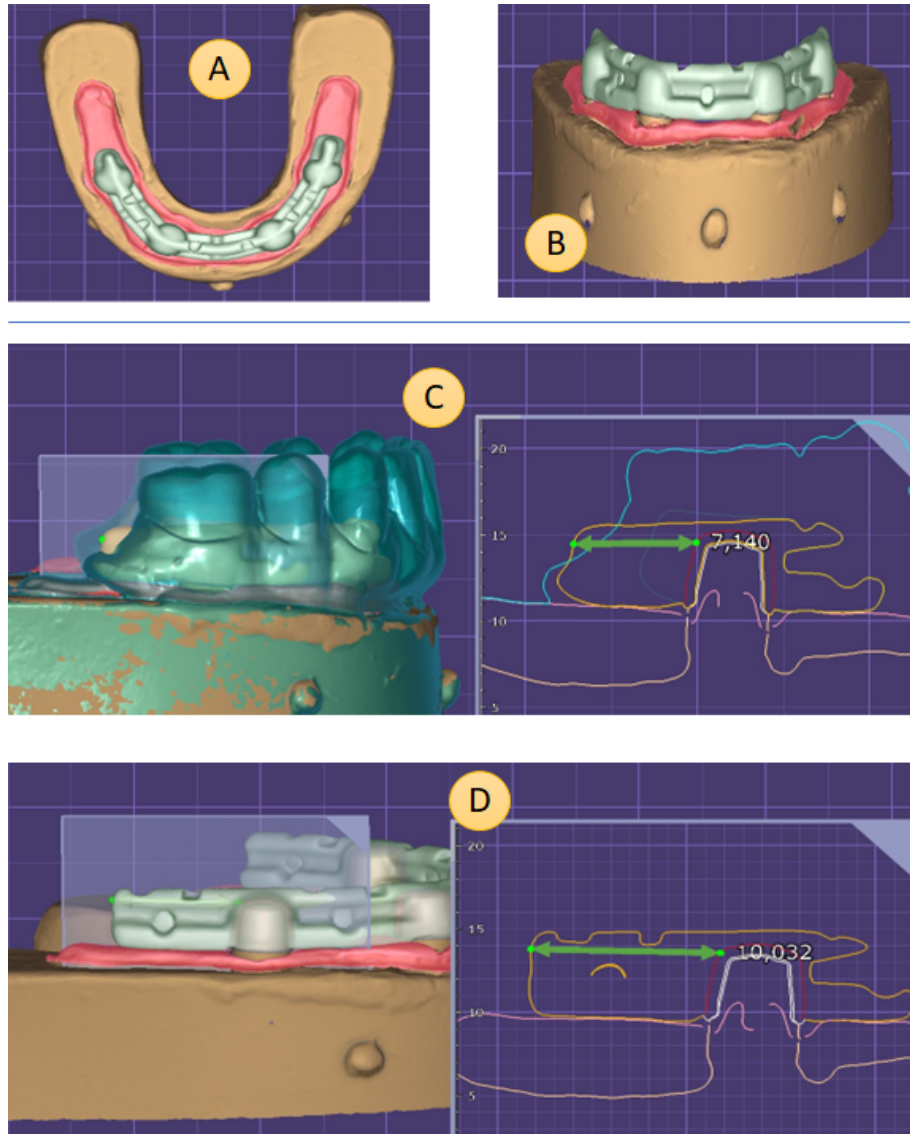
Fuente. Resultado del escaneo (2024)

Paralelamente, a la construcción del modelo maestro, se procedió también al diseño del soporte para la realización de las pruebas y la punta que ejercerá presión sobre los voladizos de las distintas muestras.

5.4.5 Escaneo enfilado con puntos de referencia para coincidir con el modelo desdentado.

En la figura 9 se aprecia el resultado del escaneo de las estructuras donde se aprecia los voladizos. En el cuadrante C se aprecia el resultado de la estructura con voladizo de 7mm y en el cuadrante D con voladizo de 10 mm.

Figura 9. Resultado de escaneo digital con voladizo de 7mm y 10 mm



5.4.6 Manufactura Asistida por Computador CAM- Fresadora 5 ejes Roland DWX- 5DCI

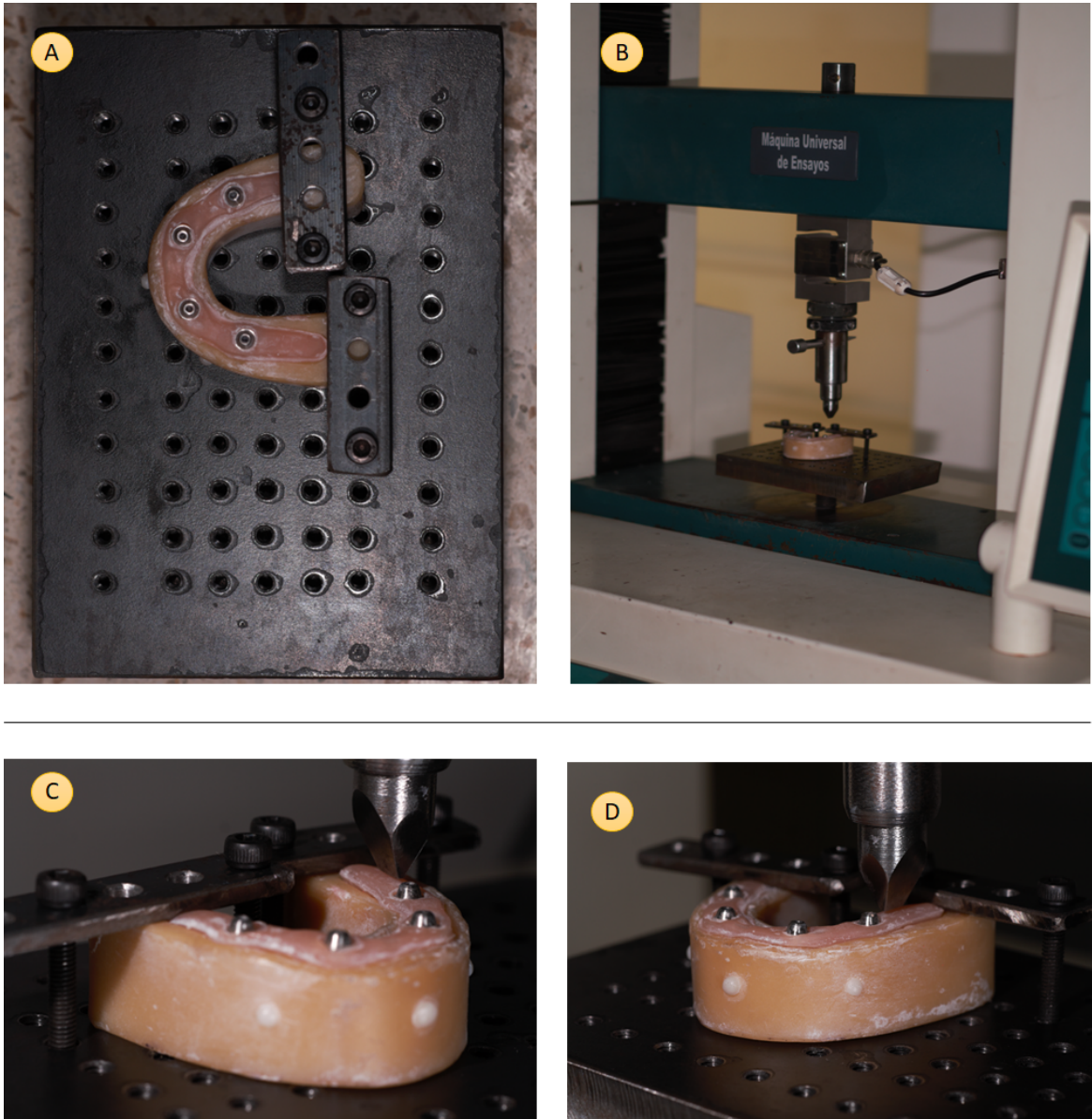
Figura 10. Equipo para la manufactura CAM.



Fuente. Laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales.

Con la utilización del equipo de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS, se procede a la realización de las pruebas, con la utilización del soporte diseñado para fin como la punta. Lo cual se ilustra en la figura 11, en el cuadrante A se aprecia la pieza de prueba ajustada al soporte, en el cuadrante B, la pieza dentro de la máquina de ensayo, y en los cuadrantes C y D se aprecia en primer plano el contacto que tendrá la punta sobre el área de estructura.

Figura 12. Posición de la pieza de prueba en la maquina universal de ensayos Marca Tinius Olsen, Modelo H50KS,



Fuente. Fotografía tomado por el investigador (2024).

5.5 DEFINICIÓN DE VARIABLES

5.5.1 Variables

Las dos principales variables para el experimento son la fuerza de compresión (independiente) y la resistencia a la fractura (dependiente). Entre las variables que se definieron figuran tamaño, peso, longitud, fuerza de compresión y resistencia a la fractura. En la tabla 8 se presenta la definición operacional.

5.5.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla 8. Definición operacional de las variables

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
Tamaño	Dimensiones de la prótesis híbrida en relación a altura, ancho y profundidad de la pieza.	Cuantitativa	1 a 5 centímetros.	Medición en laboratorio de la pieza.
Peso	Fuerza que representa la atracción de un cuerpo al suelo por efecto de la gravedad. 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 50 gramos	Medición de peso en laboratorio.
Longitud	Esfuerzo al que está sometido la prótesis o la aplicación de fuerzas de presión.	Cuantitativa	1 a 5 centímetros	Medición de peso en laboratorio
Fuerza de compresión	Capacidad de la prótesis de soportar fuerza de presión antes de una deformación o fractura total o parcial.	Cuantitativa	1000 a 4000 Newtons de fuerza.	Medición de peso en laboratorio
Resistencia a la fractura		Cuantitativa	1000 a 4000 Newtons de fuerza.	Medición de peso en laboratorio

5.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico de los datos se usará el programa SPSS versión 26, se realizará análisis univariado de medidas de resistencia según las 10 muestras analizadas, se mide tamaño, peso, resistencia de compresión. En el análisis bivariado se hace un cruce de variables de las muestras; por ejemplo, peso versus resistencia, tamaño versus resistencia. En este programa serán registrados los datos de las diferentes pruebas realizadas con las prótesis así como datos de su caracterización (dimensiones, peso, apariencia). Así se podrá identificar tendencias respecto a su desempeño y específicamente respecto a su diseño.

5.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

La presente investigación aunque recurre a un estudio experimental, este no se hace sobre pacientes, sino sobre una muestra de seis (6) prótesis híbrida fabricada con un polímero de alto rendimiento. Por tal razón se considera sin riesgo para las personas incluidas los investigadores. De acuerdo con la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud (59) esta investigación se podrá

clasificar sin riesgo por cuanto no existe una intervención en personas, de tal manera que no se coloca en peligro ni físico ni mental a las personas.

6. RESULTADOS

En el desarrollo de los resultados se destacan los valores obtenidos con pruebas realizadas, a las seis estructuras; 3 con voladizo de 7 mm y 3 con voladizo de 10 mm. Igualmente, se realizó prueba al área central de la estructura. En la figura 12 se ilustra el tipo de prueba que se aplicó a las tres áreas de cada estructura: izquierda, derecha y centro.

Figura 13. Pruebas de resistencia flexural maquina Instron



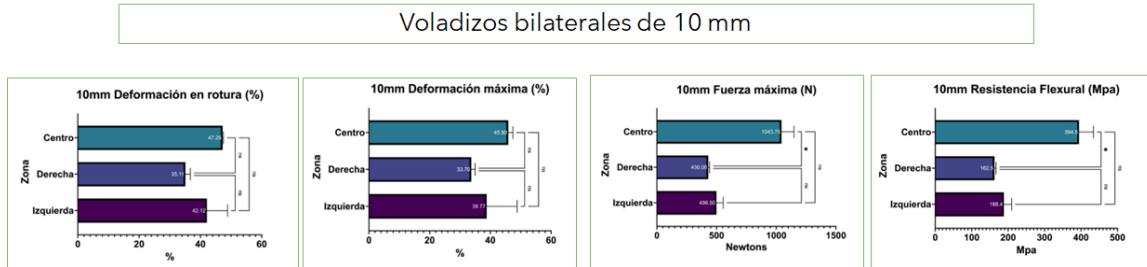
Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

Se construye base de datos en Microsoft Excel y se importa al programa Prism 10 for macOS versión 10.2.0 para el análisis; este consistió en el cálculo de medidas de tendencia central, dispersión y posición para las variables de interés por cada una de las zonas evaluadas. El contraste según la zona se realizó con la prueba Kruskal Wallis y posprueba de Dunn. En complemento, se realizaron graficas de las medianas y rangos intercuartílicos (IQR). Se contrasta también entre las dos distancias 7mm vs 10 mm mediante la prueba U-Mann Whitney. El nivel de confianza se establece en 95% y de significancia en 0.05.

Se inició con la estructura con un voladizo de 10 mm, como se aprecia en la figura 13, se ilustran los valores de deformación, para las tres áreas: centro, derecha e izquierda., mostrando que el área de centro presenta mayor resistencia,

seguida del área izquierda. Similar tendencia se encontró respecto a la fuerza máxima soportada, medida en Newtons.

Figura 14. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm



Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

En la tabla 9 se presentan los valores obtenidos en las tres áreas: izquierda, centro, y derecha, en la estructura con voladizo de 10 mm, se presentan resultados de resistencia flexural, deformación máxima, deformación de rotura y fuerza máxima aplicada. Se evaluaron los 3 cuerpos de muestras en tres puntos o zonas experimentales, se evidenció una mayor resistencia flexural en la zona centro con una media de 394.5 Mpa (IQR: 388.3 -434.1) comparando el lado derecho e izquierdo, de igual forma sucede con la fuerza máxima que alcanzó una media de 1073.8N (IQR: 1027.5 -1148.8); estas diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$). Con respecto a la deformación máxima y en rotura, si bien la zona centro presenta una mediana superior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

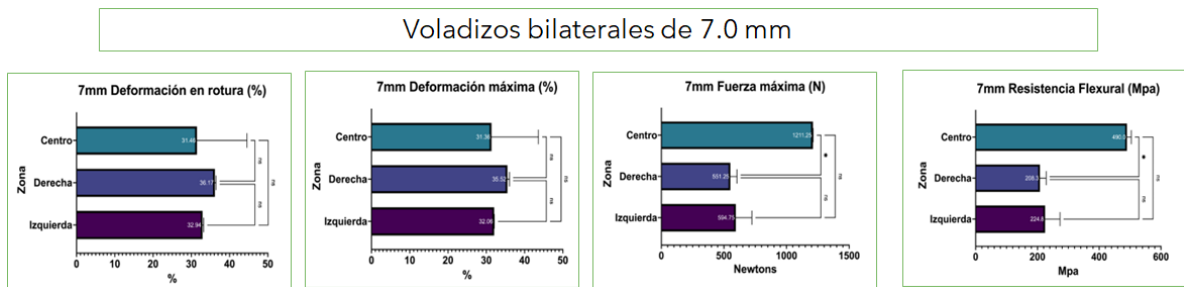
Tabla 9. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 10mm

10mm	Izquierda		Derecha		Centro		p
	X+-DE	Me(IQR)	X+-DE	Me(IQR)	X+-DE	Me(IQR)	
Resistencia Flexural (Mpa)	193.5+ -14.4	188.4(182.4 -209.9)	163.9+ -2.6	162.5(162.3 -166.9)	405.6+- 24.8	394.5(388.3- 434-1)	0.003 6
Deformación Máxima (%)	41.2+- 6.8	38.8(35.9- 48.8)	32.6+- 3.1	33.7(29.1- 35)	45.3+- 2.5	45.9 (42.5- 47.4)	0.050 0
Deformación Rotura (%)	42.3+- 6.5	42.1(35.9- 48.9)	34.1+- 3.2	35.1(30.5- 36.7)	45.3+- 2.7	47.3 (42.7- 47.5)	0.100 0
Fuerza Máxima (N)	512+- 38.1	498.5 (482.5-555)	433.7- +6.8	430 (429.5- 441.5)	1073.3+ -65.8	1043.8(1027.5 -1148.8)	0.003 6

Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de

En la figura 14 se presentan los resultados aplicados a la estructura con un voladizo de 7mm. En este caso se aprecia que el área centro, como el lado izquierdo presentan mayor capacidad para soportar la fuerza máxima expresada en Newtons.

Figura 15. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm



Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

En la tabla 10 se presentan los valores obtenidos en las tres áreas: izquierda, centro, y derecha, de las tres estructuras de 7mm, se observa resultados de resistencia flexural, deformación máxima, deformación de rotura y fuerza máxima aplicada. Se evidenció una mayor resistencia flexural en la zona centro, comparando el lado derecho e izquierdo, con una media de 490 Mpa (IQR: 457.8 - 504), de igual forma sucede con la fuerza máxima que alcanzó una media de 1211.3 N (IQR: 1178.8 - 1212.5); estas diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0.05$). Con respecto a la deformación máxima y en rotura, si bien la zona centro presenta una mediana superior, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

Tabla 10. Resultados prueba voladizos bilaterales estructura de 7mm

7mm	Izquierda		Derecha		Centro		p
	X+-DE	Me(IQR)	X+-DE	Me(IQR)	X+-DE	Me(IQR)	
Resistencia Flexural (Mpa)	239.1+-29.6	224.8(219+273.2)	214.2+-12.2	208.3(206.1-228.2)	483.9+-23.7	490(457.8-504)	0.0250
Deformación Máxima (%)	30.9+-2.1	32.1(28.5-32.1)	33.7+-3.6	35.5 (29.6-35)	33.7+-8.9	31.4(26.3-43.6)	0.8286
Deformación Rotura (%)	32+-1.8	32.9(30-33.2)	34.9+-2.4	36.2(32.1-36.5)	34.1+-9.4	31.5(26.3-44.5)	0.6643
Fuerza Máxima (N)	632.8+-78.5	594.8(580.5-723)	566.8-+32.2	551.3(545.3-603.8)	1200.8+-19.1	1211.3(1178-1212.5)	0.0250

Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

Por último, se presenta un comparativo de los resultados a la resistencia a la flexura, de las dos estructuras (promedios) tanto de 10 mm y 7 mm.

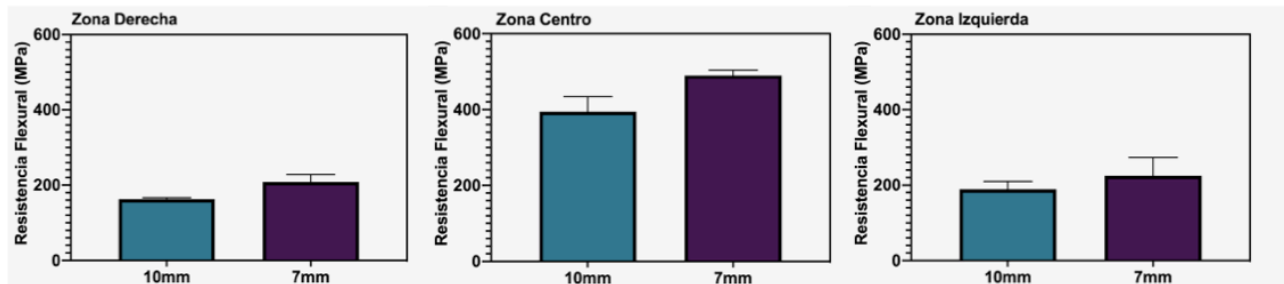


Figura 16. Comparación de los resultados

Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

En la tabla 11 se presenta el comparativo de resultados de las dos estructuras (promedios) a la resistencia flexural, deformación máxima, deformación rotura y fuerza máxima. Las diferencias entre las dos distancias NO fueron estadísticamente significativas en ninguna de las variables de interés para la zona

derecha e izquierda. En la zona centro las mismas variables Resistencia flexural y fuerza máxima no presentaron diferencias estadísticamente significativas (>0.01)

Tabla 11. Comparación de los resultados

	Izquierda	Derecha	Centro
Resistencia Flexural (Mpa)	0.0495	0.0495	0.0495
Deformación máxima (%)	0.0495	0.2752	0.1266
Deformación rotura (%)	0.0495	0.8273	0.1266
Fuerza Máxima (N)	0.0495	0.0495	0.0495

Fuente. Resultados pruebas realizadas a estructuras preparadas a partir de discos de FRC. En el laboratorio de la Universidad del Valle; Laboratorio de Materiales Cerámicos y compuestos de la Escuela de Ingeniería de Materiales. Marzo (2024).

7. DISCUSIÓN

De acuerdo con la evidencia de estudios sobre materiales para fabricación de estructuras de prótesis, se encontró que los polímeros biocompatibles de alto rendimiento son ventajosos en el reemplazo protésico de tejidos dentales duros debido a su alta resistencia y propiedades biomiméticas (60). Se destaca como los materiales poliméricos de alto rendimiento se han utilizado en tratamientos de restauración dental de diseño asistido por ordenador / fresado asistido por ordenador (CAD/CAM) debido a su estética favorable, así como a sus propiedades mecánicas y biológicas. Las resinas biocompatibles de poliéter-éter-cetona (PEEK) y tecnopolímero compuesto reforzado con fibra de vidrio (FRC) poseen buenas propiedades de flexión y absorción de impactos (61). Estudios in vitro, como el presente, se han enfocado en demostrar evidencia sobre su resistencia.

Entre estudios se evidencia la concluye como la resistencia a la fuerza de comprensión, flexión y tracción son importantes para soportar las fuerzas oclusales (62), por lo tanto, la necesidad de evaluar dicha resistencia y sumar evidencia para promover su uso de acuerdo a las necesidades de tratamiento del paciente.

El objetivo del presente estudio fue cuantificar la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®). Se utilizó dos grupos de muestras, una con 3 estructuras con voladizo de 10mm y otra con igual número con voladizo de 7mm. En todas las muestras se realizó pruebas en tres áreas: lado derecho e izquierdo, y centro. Se destacó mayor resistencia en la zona centro con 394.5MPa, en zona izquierda 193.5 MPa, y derecha de

163.9Mpa. Para el grupo de 7mm, se presentó una situación similar, la zona centró presentó mayor resistencia 490 Mpa, izquierda 239.1 MPa, y derecha 214.2 Mpa. Esto permitió evidencia que el grupo con voladizo de 7mm obtuvo una mayor resistencia.

En estudios se ha evaluado esta resistencia, en la investigación de **Yeslamm H. de 2023**, se prepararon un total de 20 probetas de bar utilizando dos materiales CAD/CAM ($n = 10$); PEEK(P) y Bioloren FRC(F). Adicionalmente, se evaluó el efecto del envejecimiento en la resistencia flexural, las muestras de cada grupo de materiales se dividieron aleatoriamente en dos subgrupos ($n = 5$): antes del envejecimiento (uP y uF) y después del envejecimiento, con 10.000 termociclos (5-55 °C) (aP y aF). Todas las probetas se sometieron a una prueba de flexión de tres puntos en una máquina de ensayo universal (61). Se hizo un comparativo entre piezas envejecidas y no envejecidas, se encontró un resultado de fuerza máxima de 1014.01 N, para piezas sin envejecer y de 949.25 N para piezas con envejecimiento (61).

En el presente estudio, la fuerza máxima se alcanzó en la zona centro de las dos estructuras, en las de 10mm fue de 1043.8 N, y para la de 7mm 1200 N. Valores próximos al estudio de Yeslamm H. de 2023 (61).

Por su parte, en el estudio de Yilmaz, et, al. (2019) (43) la resistencia flexural para estructuras de Trilor (Bioloren Srl) fue de 264, MPa, por debajo de la que manifiesta el fabricante de 540MPa (43). En el presente estudio la resistencia flexural para las estructuras con voladizo de 10mm en el lado izquierdo fue de 193.5, derecho de 163.5, centro de 394.5, para la estructura de 7mm en el lado izquierdo fue de 239.1, derecho 208.3 y centro 490.

Para este estudio la resistencia flexural fue mayor en la zona centro, donde los valores obtenidos 397.5 Mpa, para la estructura con voladizo de 10mm, y de 490 MPa para la de 7mm. Estos valores demuestran estar más cercanos a los manifestados por el fabricante.

Los resultados de distintos estudios como el de Yeslamm H. de 2023 (61) y el de Yilmaz, et, al. (2019) (43), muestran datos de la evaluación de resistencia a la flexión, esto se puede explicar por diferentes matrices, tipos de relleno (60). También se debe considerar aspectos como el grosor de la misma estructura. Según Yeslamm H. de 2023 (61), para materiales como el FRC (Bioloren FRC) se necesita una línea de acabado en chaflán (superficie o borde biselado o sesgado) de al menos 0,8 mm y un espesor axial de la subestructura de 0,5 mm (o 0,3 mm), en su estudio este tipo de estructuras demostró mayor resistencia a la flexión. Por lo tanto, es una variable para considerar.

Según la evidencia el Trilor FRC tiene un módulo elástico mucho más alto (según el fabricante; 26 GPa, esto sugiere que el material puede ser más adecuado para la restauración definitiva de dientes e implantes (61). Sin embargo, se deben evaluar otras variables que inciden con su uso, aspecto que se podrá desarrollar con futuras investigaciones.

El rendimiento clínico de este material del Trilor es prometedor, sin embargo, se debe considerar en futuras investigaciones la influencia de factores presentes en la cavidad bucal, como hábitos parafuncionales, carga oclusal dinámica, fuerzas neuromusculares, cepillado de dientes, cambios de temperatura y la naturaleza de los alimentos en términos de abrasividad y acidez. De acuerdo con la literatura revisada el uso y envejecimiento del material afecta su resistencia a la flexión. . Por lo tanto, se recomienda que estudios futuros examinen cómo estos factores interaccionan y afectan a los materiales, especialmente considerando distintos aspectos funcionales.

El polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®) representa un avance significativo en el campo de las prótesis dentales, ofreciendo una alternativa duradera y ligera a los materiales convencionales. Para la fabricación de una estructura de prótesis, demuestra ser una opción viable y resistente en el campo de la rehabilitación oral.

Dentro de las limitaciones del presente estudio in vitro, se tuvo esa limitación de no considerar otras variables o factores asociados al uso. Como fortaleza se destaca que la metodología planteada permitió la comparación objetiva y clara de los datos de resistencia entre los dos grupos de estructuras, lo que genera un referente para futuras investigaciones y aporta evidencia sobre un material como el Trilor.

8. RECOMENDACIONES

Se recomienda evaluar aspectos del material tales como fuerza de adhesión a otros materiales y comportamiento biomecánico después del envejecimiento.

Ampliar la investigación del material frente al comportamiento de factores presentes en la cavidad bucal, como hábitos parafuncionales, carga oclusal dinámica, fuerzas neuromusculares, cepillado de dientes, efecto de productos dentales, cambios de temperatura y la naturaleza de los alimentos en términos de abrasividad y acidez.

9. CONCLUSIONES

Al evaluar el efecto de la longitud del voladizo de 10mm y de 7 mm en la resistencia flexural de estructuras fabricadas en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®), se encontró que la zona centro presentó mayor resistencia que el voladizo en su lado derecho como izquierdo. En el caso del voladizo de 7mm se presentó mayor resistencia, de 239.1 Mpa para el lado izquierdo, 208.3 MPa para el derecho y de 490 Mpa en la zona centro. Para la estructura con voladizo de 10mm, la resistencia fue menor: 193.5 MPa izquierdo, 163.9 MPa derecho y 394.5 Mpa. Centro.

Según los resultados obtenidos, al establecer la relación entre la longitud del voladizo y la resistencia flexural de una estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®) con concluye que la estructura con voladizo de 7mm presenta mayor resistencia según el resultado de las pruebas.

Al comparar la máxima fuerza de flexión que soporta el voladizo de la estructura fabricada en un polímero reforzado con fibra de vidrio (Trilor®), se concluye que la zona centro de la estructura presenta mayor desempeño, para la estructura con voladizo de 10mm fue de 1043.8 N, y para la estructura con voladizo de 7mm fue de 1200.8 N. Esto permite concluir, junto con los valores de fuerza máxima para el lado izquierdo (632.8 N) y derecho (566.8 N) que la estructura con voladizo de 7mm presentó mayor resistencia de fuerza máxima.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ortiz Tafur, C. J., Mosquera Londoño, J. A., Rosales Contreras, M. D. Estudio in vitro de la resistencia compresiva del Graphenano Dental sometido a termociclado. s.l. : Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Rehabilitación Oral. Universidad Santo Tomás, Bucaramanga División de Ciencias de la Salud Especialización en Rehabilitación oral 2022. , 2022.

2. Evelina, Haroyan Darbinyan.,. Análisis in vitro de la fibra de carbono como mesoestructura de prótesis híbridas implantosoportadas. Madrid : Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis, 2021.

3. Vailati, F., Belser U. Full-Mouth Adhesive Rehabilitation of a Severely Eroded Dentition: The Three-Step Technique. Clinical Application. s.l. : The European Journal of Esthetic Dentistry., 2008. Vols. 3 (1): 30 -45.

4. Vailati, F BC. Full-Mouth Adhesive Rehabilitation of a Severely Eroded Dentition: The Three-Step Technique. s.l. : Part 1. The European Journal of Esthetic Dentistry., 2008. Vols. 2008 (3):30-44.

5. Haroyana, D. E, y otros. Thermo-mechanical behavior of alternative material combinations for full-arch implant-supported hybrid prostheses with short cantilevers. s.l. : Journal of Dentistry, 2023. Vols. 132 (2023):1 -9.

6. Chistiani, Juan José y Davechi, José Rafael. Materiales para Prótesis Provisionales. s.l. : Acta Odontologica. . Vols. 14(1): 28- 32.

7. Álvarez, Cantoni, Álvarez, Castro J y Álvarez, Castro M. Prótesis Híbrida (PH) Enfoque actual de la Prótesis Implantoasistida-Híbrida (PIAH). s.l. : Rev. Fac. de Odon. UBA , 2012. Vols. 27 (62): 16- 32.

8. Cevic P., Shimmel M., Burak,. New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. s.l. : BioMed Research International, 2022. Vols. 2022 (1):1 -11.

9. Scalcione Pelagatti, Romina. Estudio in vitro de la fibra de carbono como estructura interna de prótesis implantosoportada. s.l. : Universitat Internacional de

Catalunya. Doctorado en Técnicas Clínicas y de Laboratorio en Odontología, 2017.

10. Bioloren. Trilor Manual. La solución para una odontología sin metal. 2019.

11. García, Martín J, González, Díaz A y García, Pola M. Impacto de la salud oral en la calidad de vida de la gestante. Bogotá - Colombia : Revista de Salud Pública, 2017. Vols. 19(2): 145 -152.

12. Patino Suarez , María, Meza Castillejos, Alejandro y Gutierrez , Zavala . Edentulismo y dentición funcional en adultos mayores de Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. s.l. : Rev Tamé, 2019. Vols. 7 (21): 810-815.

13. Vanessa Leila, Gutierrez-Vargas., Roberto Antonio, León-Manco., Diana Esmeralda, Castillo-Andamayo. Edentulismo y necesidad de tratamiento protésico en adultos de ámbito urbano marginal. s.l. : Rev Estomatol Herediana., 2015. Vols. 25(3): 179-186.

14. Tantas, C. S. Edentulismo parcial o total, y la calidad de vida en pacientes adultos mayores del Departamento de Geriátrica del Hospital Nacional Arzobispo Loayza, año 2016. Lima Perú : Tesis para optar por el título de profesional de Cirujano Dentista. Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2017.

15. Morgano, Steven M. The glossary of Prosthodontic Terms. s.l. : The Journal of Prosthetic Dentistry. Ninth Edition., 2017. Vols. 117 (55): 1- 105.

16. Camillo D'Arcangelo, Maciej Zarow, Francesco De Angelis, Mirco Vadini, Michele Paolantonio, Mario Giannoni, Maurizio D'Amario. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. s.l. : Clin Oral Investig, 2014. Vols. 18(2):615-624.

17. Edelhoff, D., Güth, F. J, Erdelt, K., Brix O., Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. s.l. : Dent Mater., 2019. Vols. 35(9):1319-1330.

18. Zafra, V. M. Estudio comparativo in vitro sobre las características físicas y mecánicas de tres materiales provisionales, para su uso en prótesis dental. Madrid- España : Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Odontología. Departamento de Estomatología. , 2016.

19. Branemark P, Svensson B, van Steenberghe D. en-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. . s.l. : Clin Oral Implan Res., 1995. Vols. 1995 (6):231-312.
20. Brånemark, P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. Osteointegración en Odontología Clínica. s.l. : Quintaesencia; Chicago, IL., 1985. Vols. 35(4):259-65.
21. Ewers, R y Bonfante, E. A. Short® Implants and TRINIA® Full-Arch Prostheses for the Rehabilitation of the Atrophic Maxilla. s.l. : In: Rinaldi, M. (eds) Implants and Oral Rehabilitation of the Atrophic Maxilla. Springer, Cham., 2023.
22. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J.,. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. s.l. : Acta Orthop Scand., 1981. Vols. 52(2):155-170.
23. Apaza C, Bustamante G.,. Propiedades físicas de los biomateriales en odontología. s.l. : Rev. Act. Clin. Med, 2013. Vols. 2013(30): 1478-1482.
24. Ingunza, J. E, Gallet, Al. G y Hinostraza, N. D. Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética. s.l. : Revista Estomatológica Herediana, 2020. Vols. 30 (3): 224-236.
25. Bechir, F, y otros. Evaluation of the Behavior of Two CAD/CAM Fiber-Reinforced Composite Dental Materials by Immersion Tests. s.l. : Materials (Basel), 2021. Vols. 14(23): 71-85.
26. Gutierrez Vargas, V. L., León, M. R., Castillo, Andamayo, D. E.,. Edentulismo y necesidad de tratamiento protésico en adultos de ámbito urbano marginal. s.l. : Rev Estomatol Herediana., 2015. Vols. 25(3):179-186.
27. Sigueñas, Cajo. L. V. Relación entre el edentulismo y la calidad de vida en pacientes portadores de prótesis atendidos en el C.P.P.C.C.E - USS, periodo 2018 - 2019. s.l. : Tesis para optar título profesional de cirujano dentista. Universidad Señor de Sipán. Facultad de ciencias de la salud. Escuela profesional de estomatología., 2019.
28. Branemark I, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses. s.l. : Chicago Quintessence, 1985. Vols. 51(70): 117-128 .

29. Pérez Padrón, A., Pérez Quiñones, J. A., Díaz Martell, Y., Bello Fuentes, R., Castillo Mathey, L. Revisión Bibliográfica sobre la implantología: causas y complicaciones. s.l. : Rev. Med. Electrón., 2020. Vols. 42 (1): 1-11.

30. Pi Urgell, J y Vericat, Q. J. Brånemark Novum®: una alternativa para la rehabilitación del maxilar inferior desdentado. s.l. : RCOE, 2002. Vols. 7(1): 21-28.

31. Almeida, C. A, y otros. Protocolo de carga inmediata sobre implantes en mandíbula edéntula. s.l. : Revista Estomatológica Herediana. Vols. 17 (2): 84-89.

32. Giraldo, R, O. Metales y aleaciones en odontología. s.l. : Rev Fac Odont Univ Ant, 2004. Vols. 15 (2):53-63.

33. Marcus, V. N, et al. Rehabilitación de rebordes severamente atróficos mediante prótesis híbridas confeccionadas con tecnología de sinterización láser cromo-cobalto; reporte de caso. s.l. : Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral., 2015. Vols. 9(1):13-18.

34. Oumvertos, K. S, y otros. Zirconia en odontología: segunda parte. Revolución clínica basada en la evidencia. s.l. : European Journal Of Esthetic Dentistry., 2010. Vols. 3 (2):126-161.

35. Rivas, V.,. Estudio Comparativo in vitro la tracción diametral y la dureza superficial de resinas compuestas fluidas polimerizadas con lámparas de luz halógena a través de bloques de artglass. s.l. : (Tesis de posgrado). Universidad de Chile. Santiago. , 2004.

36. Pérez, P. M, y otros. Aplicaciones de biomateriales en la Estomatología. s.l. : Correo Científico Médico de Holguín., 2018. Vols. 2018 (4): 667-680.

37. Ortega, M. J. Tesis doctoral Aplicación de las estructuras de PEEK para la confección de prótesis CAD-CAM implanto-soportadas. s.l. : Estudio in-vitro. Universitat Internacional de Catalunya Facultat de Odontología. , 2018.

38. Sweden & Martina Implantology,;. Trilor Arc. Arcos pre- formados en material de alta tecnología para protesis dental. 2022.

39. V. Nazari, S. Ghodsi, M. Alikhasi, M. Sahebi, and A. R. Shamshiri,. Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height Fabricated from Different Materials. s.l. : Journal of Dentistry (Tehran, Iran), 2016. Vols. 13 (6): 400–406.

40. Judge, . Abduo and R. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. s.l. : The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2014. Vols. 29 (3): 608–621.

41. K. C. Li, D. J. Prior, J. N. Waddell, and M. V. Swain. Comparison of the microstructure and phase stability of as-cast, CAD/CAM and powder metallurgy manufactured Co-Cr dental alloys. s.l. : Dental Materials, 2015. Vols. 31 (12): 306–315.

42. M. Kassapidou, L. Hjalmarsson, C. B. Johansson et al. Cobalt-chromium alloys fabricated with four different techniques: Ion release, toxicity of released elements and surface roughness. s.l. : Dental Materials, 2020. Vols. 36 (11): 352–363.

43. B. Yilmaz, B. Batak, and R. R. Seghi. Failure analysis of high performance polymers and new generation cubic zirconia used for implant-supported fixed, cantilevered prostheses. s.l. : Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2019. Vols. 21 (6): 1132–1139.

44. E. Erkmen, G. Meriç, A. Kurt, Y. Tunç, and A. Eser. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study. s.l. : Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2011. Vols. 4 (1): 107–116.

45. A. Passaretti, G. Petroni, G. Miracolo, V. Savoia, A. Perpetuini, and A. Cicconetti,. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. s.l. : Journal of Prosthodontic Research, 2018. Vols. 62 (2): 264–267.

46. C. Biris, E. S. Bechir, A. Bechir et al.,. Trinia reinforced polymer as core for implants superstructure. s.l. : Mater Plast, 2017. Vols. 54 (4): 762–767.

47. —. Evaluations of two reinforced polymers used as metal-free substructures in fixed dental restorations. s.l. : Mater Plast, 2018. Vols. 55 (1): 33–37.

48. R. Ewers, P. Perpetuini, V. J. Morgan, M. Marincola, and R. Seemann. TRINIA™—Metal-free restorations. s.l. : Implants, 2017. Vols. 18 (1): 22–27.

49. M. M. Rayyan, J. Abdallah, L. G. Segaan, E. A. Bonfante, and E. Osman. Static and Fatigue Loading of Veneered Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. s.l. : Journal of Prosthodontics, 2020. Vols. 29 (8): 679–685.

50. D. Zaparolli, R. F. Peixoto, D. Pupim, A. P. Macedo, M. B. Toniollo, and M. da Glória Chiarello de Mattos,. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. s.l. : Materials Science and Engineering, 2017. Vols. 2017 (81): 144–147.

51. R. Seemann, M. Marincola, D. Seay, C. Perisanidis, N. Barger, and R. Ewers. Preliminary Results of Fixed, Fiber- Reinforced Resin Bridges on Four 4- × 5-mm Ultrashort Implants in Compromised Bony Sites: A Pilot Study. s.l. : Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015. Vols. 73 (4): 630–640.

52. R. Seemann, F. Wagner, M. Marincola, and R. Ewers. Fixed, Fiber-Reinforced Resin Bridges on 5.0-mm Implants in Severely Atrophic Mandibles: Up to 5 Years' Follow-Up of a Prospective Cohort Study. s.l. : Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2018. Vols. 76 (5): 956–962.

53. F. Wagner, R. Seemann, M. Marincola, and R. Ewers. Fiber-Reinforced Resin Fixed Prostheses on 4 Short Implants in Severely Atrophic Maxillas: 1-Year Results of a Prospective Cohort Study. s.l. : Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2018. Vols. 76 (6): 1194–1199.

54. M. Esposito, G. Pellegrino, R. Pistilli, and P. Felice,. Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: Prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomised clinical trial,. s.l. : European Journal of Oral Implantology, 2011. Vols. 4 (1): 21–30.

55. R. Pistilli, P. Felice, G. Cannizzaro et al,. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. Eur,. s.l. : The Journal of Oral Implantology, 2013. Vols. 6 (4): 359–372.

56. Instituto Edumed para Educação em Medicina e Saúde. Revisión Científica sobre la Radiación Electromagnética en el Espectro de la Radiofrecuencia e sus

Efectos sobre la Salud Humana. Brasil : Comité de Especialistas Latinoamericanos en Campos Electromagnéticos de Alta Frecuencia y Salud Humana, 2010.

57. Evelina Haroyan, D., Romero Rubio, M., Del Rio, H. J., Lynch, D. C., Castillo, O R. Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. s.l. : Journal of Dentistry, 2022. Vols. 116 (2022): 1-8.

58. Figuero, M., Fernández, J., Celorio J.,. Modificación de la técnica all-on-4: prótesis fija inmediata implantosoportada sin la intervención del laboratorio de prótesis: caso clínico. s.l. : RCOE, 2006. Vols. 11(2), 233-238.

59. 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. Bogotá : s.n., 1993.

60. Babaier, R.S., y otros. Mechanical behaviour of prosthodontic CAD/CAM polymer composites aged in three food-simulating liquids. s.l. : Dent. Mater., 2022. Vols. 2022 (38): 1492–1506.

61. Yeslamm H. Flexural Behavior of Biocompatible High-Performance Polymer Composites for CAD/CAM Dentistry. s.l. : J. Compos. Sci., 2023. Vols. 7 (7): 270-277 .

62. Della Bona, Á., y otros. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. s.l. : Braz. Oral Res. 2008, 22, 84–89., 2008.

ANEXOS

Agregar formatos de recolección de datos, formato de consentimiento informado, formato de asentimiento informado, tablas, gráficos, esquemas, etc.